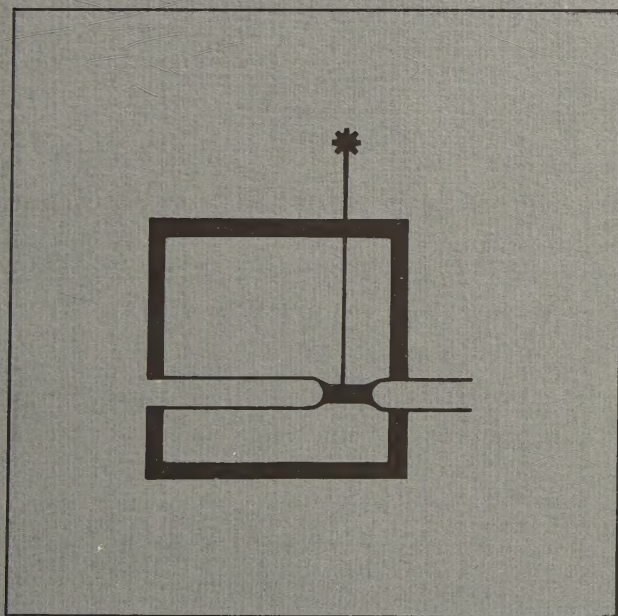


GEFÄSSKOAGULATION
MIT DEM CO₂-LASER
IM TIEREXPERIMENT



Josef Ludwig Schönberger

*Diss
München
1985*



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Neurochirurgischen Klinik
der Universität München

Direktor: Prof. Dr. F. Marguth

GEFÄSSKOAGULATION MIT DEM CO₂-LASER
IM TIEREXPERIMENT

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Josef Ludwig Schönberger
aus München

München 1985

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. O.J. Beck

Mitberichterstatter: Prof. Dr. F. Marguth

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 12.03.85

Meinen Eltern
in Liebe und Dankbarkeit
gewidmet

Inhaltsverzeichnis

(I) Einleitung

- Lasertypen und ihre Eigenschaften
- Begriffsdefinitionen
- Gefäßkoagulation mit dem CO₂-Laser
- Zielsetzung

(II) Material und Methodik

- II.1. Versuchstiere und Modelle
 - II.1.1. Allgemeines
 - II.1.2. Narkose und Präparation
 - II.1.2.1. Bauchhöhle
 - II.1.2.2. Schädelhöhle
 - II.1.3. Histologie
 - II.1.4. Dokumentation
- II.2. Versuchsaufbau und Geräte
 - II.2.1. Der Laser
 - II.2.1.1. Allgemeines
 - II.2.1.2. Eichung
 - II.2.1.2.1. Leistung
 - II.2.1.2.2. Strahldurchmesser
 - II.2.1.2.3. Zeit
 - II.2.1.2.4. Abstand
 - II.2.1.2.5. Gefäßdurchmesser
- II.3. Funktionsweise des CO₂-Lasers und die Eigenschaften des Laserlichts
- II.4. Gefahren im Umgang mit dem CO₂-Laser

(III) Beobachtungen und Ergebnisse

- III.1. Darmoberflächengefäße
 - III.1.1. Beschreibung des Modells
 - III.1.2. Wahl des Modells
 - III.1.3. Ergebnisse

- III.1.3.1. Defokussierte Bestrahlung
- III.1.3.2. Fokussierte Bestrahlung
- III.1.3.3. Histologische Ergänzungen
- III.2. Mesenterialgefäße
- III.2.1. Beschreibung des Modells
- III.2.2. Wahl des Modells
- III.2.3. Ergebnisse
- III.2.3.1. Präparierte Gefäße
- III.2.3.1.1. Defokussierte Bestrahlung
- III.2.3.1.2. Fokussierte Bestrahlung
- III.2.3.1.3. Koagulationsablauf
- III.2.3.1.4. Zuverlässigkeit der Koagulation
- III.2.3.1.5. Analyse der Bestahlungsergebnisse
- III.2.3.2. Nicht präparierte Gefäße
- III.2.3.3. Histologische Ergänzungen
- III.3. Große Gefäße
- III.3.1. Allgemeines
- III.3.2. Beschreibung des Modells
- III.3.3. Wahl des Modells
- III.3.4. Bestrahlungstechniken
- III.3.5. Ergebnisse
- III.3.5.1. Koagulationsablauf
- III.3.5.2. Analyse der Bestahlungsergebnisse
- III.3.5.2.1. Venen
- III.3.5.2.2. Arterien
- III.3.5.3. Histologische Ergänzungen
- III.4. Lumbalgefäße der Ratte
- III.4.1. Anatomie und Präparation
- III.4.2. Wahl des Modells
- III.4.3. Ergebnisse
- III.4.3.1. Sofortpräparate
- III.4.3.1.1. Defokussierte Bestrahlung/
Koagulationsablauf
- III.4.3.1.2. Fokussierte Bestrahlung
- III.4.3.2. Kurzzeitüberlebensversuche
- III.4.3.2.1. Allgemeines
- III.4.3.2.2. Makroskopische Beobachtungen
- III.4.3.2.3. Histologische Ergänzungen
- III.4.3.3. Langzeitüberlebensversuche

III.5.	<u>Hirnrindengefäße</u>
III.5.1.	Beschreibung des Modells
III.5.2.	Wahl des Modells
III.5.3.	Ergebnisse
III.5.3.1.	Defokussierte Bestrahlung/ Bestrahlungsmarken
III.5.3.2.	Fokussierte Bestrahlung/ Hirnresektion
III.5.3.3.	Analyse der Bestrahlungsergebnisse
III.5.3.4.	Histologische Ergänzungen

(IV) Diskussion

(V) Zusammenfassung

(I) Einleitung

Der Wunsch, kohärente Strahlung zum berührungslosen Schneiden und Koagulieren biologischen Materials zu benützen, hat seit dem Beginn der angewandten medizinischen Laserforschung (etwa um 1963, vgl. 31, 74) die experimentelle Chirurgie ständig zur Auseinandersetzung mit der Lasertechnologie angeregt. Inzwischen liegt eine Fülle von Ergebnissen [Übersichten in (1), (2), (6) (34), (35), (50), (56-58), (76), (93), (97)] aus vielen Bereichen der Chirurgie vor, mit der übereinstimmenden Aussage, daß - strenge Indikationsstellung vorausgesetzt - das Laserlicht eine wertvolle Ergänzung zum konventionellen Instrumentarium des Chirurgen darstellt.

Für den Laser in der Chirurgie ergeben sich folgende hauptsächliche Einsatzmöglichkeiten:

- an Stellen, an denen das Skalpell nicht verwendet werden kann (z. B. Arbeiten in Hohlorganen oder am Gehirn) [6, 7, 50, 88]
- an Stellen, an denen zu große Schädigungen durch das elektrische Messer bzw. durch die Elektrokoagulation (z. B. Arbeiten in der Mikrochirurgie oder am Gehirn und Rückenmark [1, 2, 84] zu erwarten wären.

- Lasertypen und
ihre Eigenschaften

Allgemein ordnet man - in schematischer Vereinfachung - die Fähigkeit des Schneidens dem CO₂-Laser und die der Gewebiskoagulation und Blutstillung dem Nd-YAG- bzw. Argon-Laser zu; damit sind auch die Lasertypen genannt, die bis heute in chirurgischer Forschung und Anwendung am besten untersucht sind.

- Begriffsdefinitionen
Schneiden

Wir definieren den Laserschnitt als Gewebsdurchtrennung infolge Verdampfens von Gewebe durch die mit dem Laser zugeführte Strahlungsenergie. Diese manifestiert sich im Gewebe in Form von Wärme. Mit dem Gewebs- oder Gefäßschnitt kann auch eine Gefäßversiegelung verbunden sein.

Dies erlaubt den Einsatz des Lasers z.B. zu Tumorexstirpationen im mikrochirurgischen Bereich (6, 7).

Koagulation

Wir verstehen unter laserinduzierter Gefäßkoagulation

1. im engeren Sinne die Denaturierung der Proteine der Gefäßwand und/oder des Gefäßinhaltes durch die mit dem Laser zugeführte Strahlungsenergie, die auch hier vor allem als Wärmeenergie Wirkung entfaltet.

Zum anderen verstehen wir hier unter Gefäßkoagulation im weiteren Sinne

2. einen durch den Laser zustande gekommenen Gefäßverschluß jeglicher Art [vgl. dazu Kap. (IV): Der Verschlußprozeß].

Die Fähigkeiten der verschiedenen Lasertypen zur Koagulation von Gewebe und insbesondere von Blutgefäßen (und damit zum problemlosen blutsparenden chirurgischen Arbeiten) sind keineswegs unbegrenzt und auch nicht unter allen Bedingungen konstant. Genauere Untersuchungen liegen diesbezüglich nur vereinzelt vor (9, 12-15, 64, 65, 85).

Der Einsatz von Laserstrahlung zur Stillung bzw. Versiegelung bereits perforierter und blutender Gefäße durch einen wie auch immer gearteten Lasereffekt auf Gewebe und/oder Gefäß erscheint am schwierigsten und wohl auf bestimmte Lasertypen (Nd:YAG-Laser) und einige wenige Anwendungsbereiche beschränkt [(27), (52), (60), (61)].

Gefäßkoagulation mit dem CO₂-Laser

Die geringe Eindringtiefe des CO₂-Laserlichts, verglichen mit der anderer Laser (vgl. [8 a/b] - z. B. 1/4 mm bei 1/4 sec Bestrahlungsdauer), wurde allgemein als Nachteil für die Koagulation mittels CO₂-Laser angesehen.

Das bisher fast ausschließliche Arbeiten mit kleinen Strahldurchmessern und hohen Leistungen in Verbindung mit wenig geeigneten Lasergeräten führte dazu, daß man den CO₂-Laser für den Einsatz zur Gewebs- und Gefäßkoagulation nicht geeignet hielt.

Infolgedessen gab es bisher in der Literatur lediglich Schätzwerte zur Koagulationsleistung des CO₂-Lasers [(46), zit. auch in (49), (59), (81), (26), zit. in (93)].

Zielsetzung

Aus zwei Überlegungen ergibt sich das Thema dieser Arbeit:

1. Die ab etwa 1975 [(1), (2), (28), (30), (48), (53), (56-58), (81), (93)] überaus schnelle Verbreitung des CO₂-Lasers in der klinischen Chirurgie verlangte die Klärung dringlicher Probleme (Kalibergrenzen, Eindringtiefen, Gewebsschädigungen, Heilungstendenzen).

2. Im mikrochirurgischen Bereich kommen keine übermäßig großen Gefäßkaliber vor, was an den ausschließlichen Einsatz eines Lasers - eben des CO₂-Lasers - zu den verschiedenen chirurgischen Zwecken (feinsteberührungslose und kontrollierte Schnitt-, Bohr- und Abtragearbeiten ebenso wie Gewebs- und Gefäßkoagulationen und evtl. auch Blutstillungen) denken läßt - oder auch an dessen Kombination mit den herkömmlichen "Koagulationslasern" (Beck, Schönberger 1977).

Die Zielsetzung der durchgeführten Versuche bestand also darin, die Kalibergrenzen verschiedener Blutgefäße und die Bedingungen herauszuarbeiten, unter denen eine Gefäßkoagulation mit dem CO₂-Laser möglich und sinnvoll erscheint. Die vorliegende Untersuchung versteht sich damit als direkte Fortsetzung der Arbeiten von Leheta und Gorisch zur Gefäßkoagulation mit dem Argon- und Nd:YAG-Laser [(64), (65)].

Zusätzlich führten wir zur Optimierung und Reproduzierbarkeit, wie zur Frage des Schädigungsausmaßes [vgl. auch (8a), (8b)] eine Reihe von Einzelversuchen durch. Gleichmaßen sollte auch die Natur des laserinduzierten Verschlußprozesses erhellt werden, obgleich zu diesem Thema weitere Untersuchungen notwendig sind und zum Teil bereits durchgeführt wurden [(3), (39-42), (62)] .

Tabelle (1) Gesamtbestrahlungen

	Kaninchen		Ratte	
	Arterien	Venen	Arterien	Venen
Mesenterialgefäße	(100)	216 (116)	(7)	18 (11)
Darmoberflächen- gefäße	(35)	91 (56)	./.	
"große Gefäße" (s. Text) (S. 54 ff)	(16)	38 (22)	(14)	23 (9)
Lumbalgefäße	./.		(27)	55 (28)
Hirnrindengefäße	29		5	
gesamt	374		101	

Tabelle (2) Effekte an "großen Gefäßen"

Venen	Bestrah- lungen		Koagulation		Blutung	
	v. cava	Kaninchen Ratte	12 5	7 4	5 1	
Sonstige Kaninchen Ratte			10 * 4	2 1	5 3	
gesamt			31	14	14	

(*3 Bestrahlungen ohne Effekt)

Von den 14 erfolgreichen Koagulationen wurden 10 mit besonderen Techniken erzielt (s. Text S. 54 ff), nur 4 durch einfache Bestrahlung (an kleineren Gefäßdurchmessern).

Arterien						
Aorta	Kaninchen	11	3	8		
	Ratte	9	3	6		
Sonst. Kaninchen	5 *	1	2	2		
Ratte	5	2	3			
gesamt		30	9	19		

(*2 Bestrahlungen ohne Effekt)

Von den 8 erfolgreichen Koagulationen wurden 7 mit besonderen Techniken erzielt, nur 1 durch einfache Bestrahlung!

(II) Material und Methodik

II.1. Versuchstiere und Modelle

II.1.1. Allgemeines

Die Gefäßbestrahlungen wurden durchgeführt an 25 männlichen, etwa halbjährigen Kaninchen (Chinchillas) mit einem Körpergewicht von ca. 3,5 - 5 kg, 27 männlichen, etwa halbjährigen Ratten (Wistar) mit einem Körpergewicht von ca. 300 - 500 g.

Die insgesamt 475 Einzelbestrahlungen fanden an verschiedenen Lokalisationen statt (s. Tabelle 1, S. 5). Dies war notwendig, um

1. ein genügend breites Spektrum an Gefäßdurchmessern zu erhalten,
2. den Einfluß unterschiedlicher Gefäße und Gefäßumgebungen auf das Ergebnis der Laserbestrahlung beurteilen zu können.

Entgegen dem ursprünglichen Versuchsplan, nur Kaninchengefäße zu bestrahlen, zeigte sich, daß viele Versuche auch an der Ratte und manche sogar besser hier durchzuführen waren:

Die Lumbalgefäße der Ratte stellen ein sehr geeignetes, paarig vorhandenes Modell dar [vgl. Abb. (44), (45), (48), S. 28, 71 72] die Gefäße sind dabei genügend groß, leicht präparierbar und nicht sehr vulnerabel.

Die Bestrahlung an verschiedenen Tieren und Gefäßmodellen rechtfertigt sich daher, daß

- bezüglich der Koagulierbarkeit gleichartiger Gefäße (Lokalisation, Durchmesser, Art) bei Kaninchen und Ratte keine offensichtlichen Unterschiede festzustellen waren,

- die Modelle "Darmoberflächengefäße"

 - "Lumbalgefäße"

 - "Hirnrindengefäße"

nur zur Klärung bestimmter Fragestellungen in

Einzelversuchen herangezogen wurden.

Für die quantitative Auswertung in den Leistungsdichte-Gefäßdurchmesser-Kurven [s. Figur (1) und (2), S. 52, 53] wurden nur die Mesenterialgefäße des Kaninchens benützt.

II.1.2. Narkose und Präparation

Die Kaninchen erhielten zur Narkoseeinleitung 2 - 3 ml eines Pentobarbitals (Nembutal^R) intraperitoneal (entsprechend etwa 3 mg/100 g KG) und anschließend je nach Bedarf und Operationsdauer zusätzlich 1 - 2 ml i.v. über eine Ohrvene.

Bei den Ratten bevorzugten wir eine Mischung aus 6 Teilen Nembutal^R, 3 Teilen Valium^R und 1 Teil Atropin (Leheta, persönliche Mitteilung); davon spritzten wir jeder Ratte je nach Gewicht und Größe 0,5 - 0,8 ml intraperitoneal.

Das operative Vorgehen war bei Kaninchen und Ratten grundsätzlich gleich:

II.1.2.1. Bauchhöhle Nach Narkose und Rasur erfolgte ein sagittaler Eröffnungsschnitt in der Medianlinie; einzelne Mesenterialschlingen wurden aus der Bauchhöhle exkorporiert, so daß die zu bestrahlenden Gefäßstränge unter dem Operationsmikroskop dargestellt, die einzelnen Gefäße voneinander getrennt und von Fett und Serosa freipräpariert werden konnten.

Lumbal- und Iliakalgefäße, Aorta und Cava wurden am Ort belassen, aber in derselben Weise präpariert.

Die Gefäße wurden mit physiologischer Kochsalzlösung feucht gehalten. Bei Überlebensversuchen wurden die Darmschlingen reponiert, blutende Gefäße ligiert und die Operationswunde schichtweise verschlossen.

II.1.2.2. Schädelhöhle

Die Kopfschwarte wurde in der Sagittallinie gespalten, anschließend mehrere Bohrlöcher auf der Schädelkalotte paramedian zwischen Koronar- und Lambdanaht angelegt. Von den Bohrlöchern aus wurde mit der Hohlmeisselzange nach Luer und einer Knochenstanze die Kalotte abgetragen, so daß die Hirnoberfläche von frontal bis occipital gut übersehen werden konnte. Die Dura wurde eröffnet und mikrochirurgisch weitgehend entfernt, die Rindengefäße dargestellt. Lediglich über dem Sinus sagittalis blieb ein schmaler Streifen der harten Hirnhaut stehen. Von einer Präparation einzelner Gefäße und der Entfernung der Arachnoidea wurde abgesehen.

Die Hirnoberfläche wurde mit physiologischer Kochsalzlösung befeuchtet und bei Blutungen mit H_2O_2 gespült.

Gelegentlich setzte bereits der Bohrer Hitzezeichen auf die Hirnoberfläche; hier bestrahlten wir, ebenso wie auf blutig imbibiertes Gewebe, nicht.

II.1.3. Histologie

Nach Beendigung der Bestrahlung wurden die Tiere mit einer Überdosis Nembutal^R intrakardial getötet.

Histologie wurde bei den Kaninchen sofort entnommen und in 4 - 5%iger Formalinlösung, bzw. 4%ige kühl-schrankkalte Glutaraldehydlösung eingelegt. Die fixierten Gefäßpräparate wurden eingebettet in Paraffin bzw. Eponharz und mit HE bzw. Toluidinblau angefärbt. Anschließend wurden Stufenschnitte von ca. 6 - 7 μ m (Paraffinschnitte) bzw. 2 μ m Dicke (Eponpräparate) für die Lichtmikroskopie angefertigt.

Beim Lumbalmodell der Ratte (Kurzzeitüberlebensversuche) fixierten wir erst die Tiere mit Formalin und entnahmen dann am folgenden Tag die vorgehärteten Situs (E. Schäffer, persönliche Mitteilung).

II.1.4. Dokumentation

Die Gefäße konnte vor, während und nach Bestrahlung unter dem Operationsmikroskop (Zeiss OPMI 6) beobachtet werden. Über eine an das Mikroskop angekoppelte Kleinbildkamera (Nikon) wurden die Bestrahlungsergebnisse fotografiert.



Abb. (2) Das Laser-Handstück

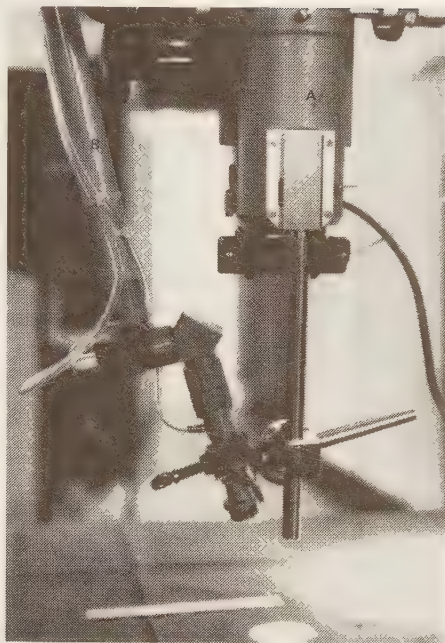
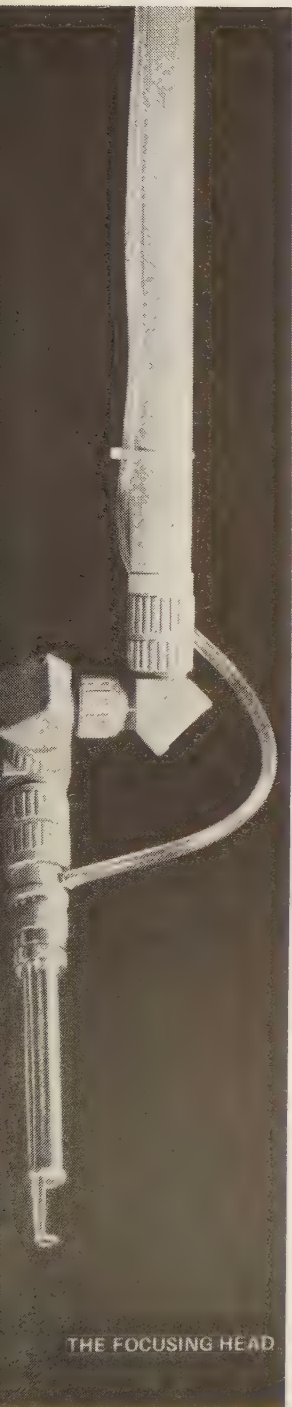


Abb. (3) Ankopplung des Laserarms an das
Operationsmikroskop (Zeiss)
(A) Mikroskop
(B) Laserarm

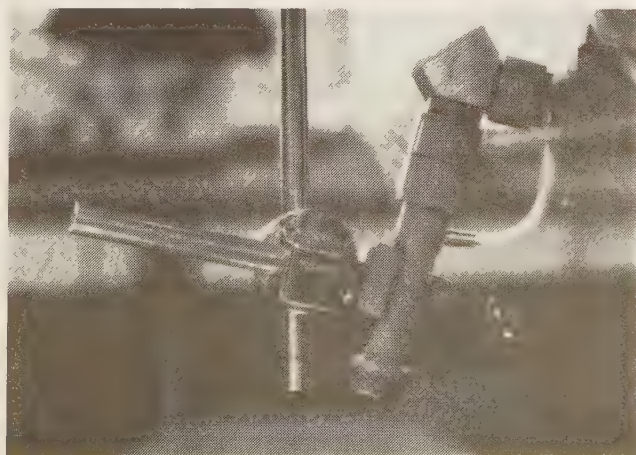


Abb. (4) dto. Detailbild
Der Laserarm bleibt in den 3 Achsen
des Raumes beweglich und wird über
das Mikroskop auf das Ziel gerichtet



Abb. (5) Versuchsaufbau zur Bestimmung der Laserleistung und des Strahldurchmessers
 (A) optische Bank mit Blendenhalter
 (B) Laserarm
 (C) Mikroskop
 (D) Leistungsmeßgerät (CoRad 201)
 (E) Anzeigeeinheit

Abb. (6) Strahldurchmesserbestimmung (schematisch)

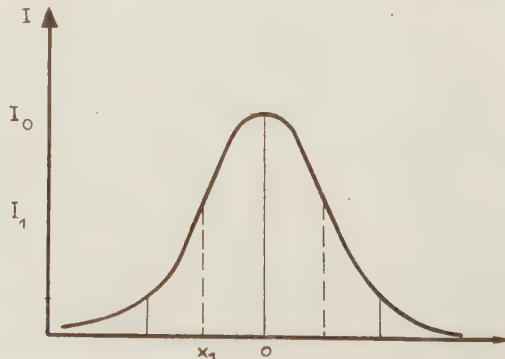
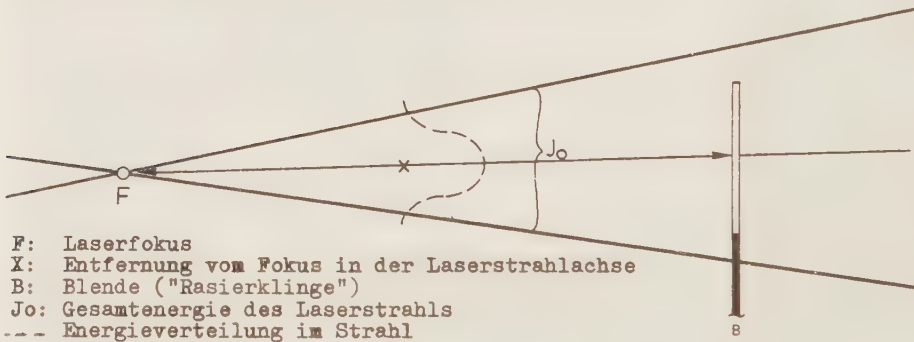
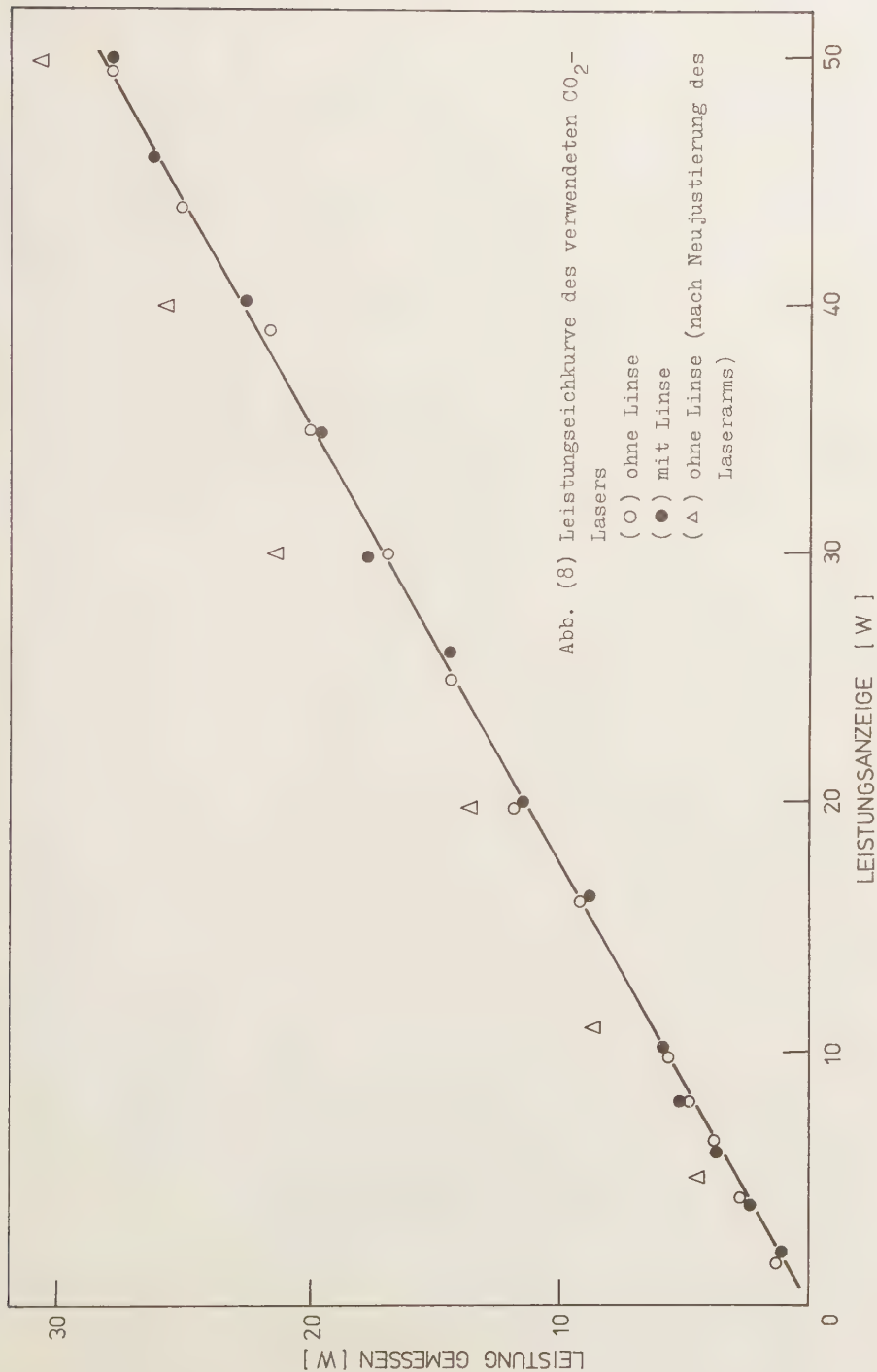


Abb. (7) Normalverteilung nach Gauß: $y = e^{-x^2}$ (vereinf. entsprechend der Intensitätsverteilung eines (Gas-)Laserstrahls $I = I_0 \cdot e^{-x^2}$
 Siehe auch Text S. 18



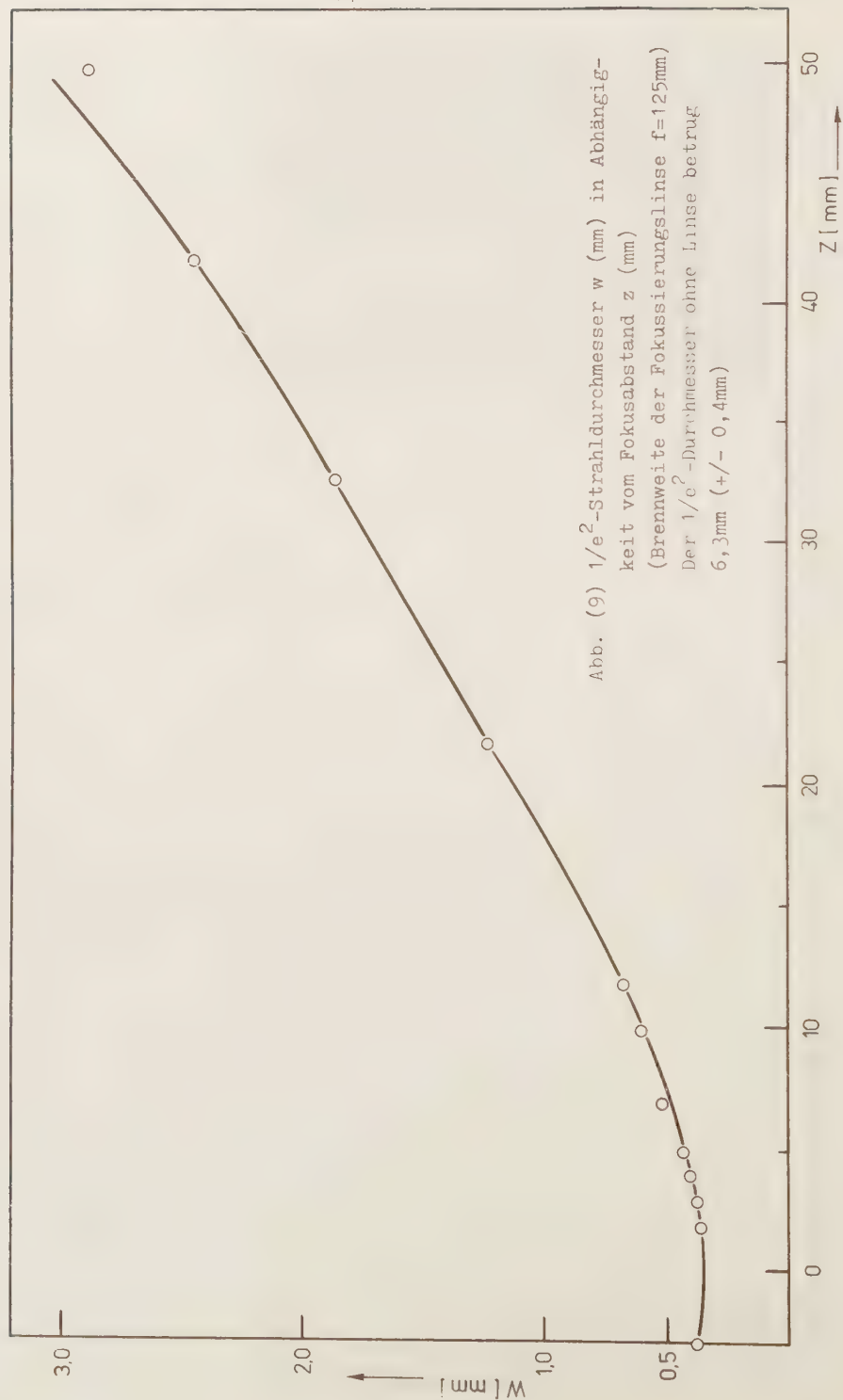


Abb. (9) $1/e^2$ -Strahldurchmesser w (mm) in Abhängigkeit vom Fokusbstand z (mm)
(Brennweite der Fokussierungslinse $f=125\text{mm}$)
Der $1/e^2$ -Durchmesser ohne Linse betrug
6,3mm (+/- 0,4mm)

II.2. Versuchsaufbau und Geräte

II.2.1. Der Laser

II.2.1.1. Allgemeines

Für die Bestrahlungen wurde ein CO_2 -Laser Sharplan 791 der Firma Laser Industries Ltd. (Israel) eingesetzt [s. Abb.(1), (2.), S.10/11]. Das Gerät zeichnet sich aus durch Robustheit und einfache Bedienungsweise.

Da die Wellenlänge des CO_2 -Laserlichts im Infraroten ($10,6\text{ }\mu\text{m}$) liegt, und für diesen Wellenlängenbereich noch keine geeigneten flexiblen Lichtleiter verfügbar sind, muß der Strahl über einen kardanisch gelagerten, gelenkigen Spiegelarm mit besonderen (Germanium-) Linsen auf das Ziel gerichtet werden.

Für unsere Zwecke war eine Ankopplung des Laserarms an das Operationsmikroskop (Zeiss OPMJ6) nötig, da der verwendete Sharplan 791 noch kein Pilotlicht besaß, durch welches das Bestrahlungsgebiet direkt abgebildet wird.

Dies wurde durch eine einfache mechanische Klemmvorrichtung erreicht [s. Abb. (3), (4), Seite 11]. Der Spiegelarm des Lasers blieb damit in den 3 Achsen des Raumes beweglich, konnte nun aber auf jeden gewünschten Ort im Blickfeld des Mikroskops fest eingestellt werden.

Der Laserstrahl wurde in der Regel senkrecht auf das Bestrahlungsziel gerichtet.

II.2.1.2. Eichung

Bei unseren Untersuchungen spielten die externen Laserparameter Leistung (in Watt), Strahldurchmesser (in mm) und Leistungsdichte (in W/cm^2) eine große Rolle. Sie mußten daher möglichst genau bestimmt werden.

II.2.1.2.1. Leistung

Dabei zeigte sich, daß der Laser die angegebene Ausgangsleistung von 45 Watt nicht erreichte.

Unser Gerät schaffte lediglich knapp 30 W [s. Abb. (8), S. 13: Eichkurve]. Die Werte wurden ermittelt mit einer ebenfalls geeichten externen Leistungs-Meßkugel (40 Co-Rad 201). Während der laufenden Versuche wurde eine Neujustierung des Laserarms erforderlich; an den hinterher ermittelten Meßdaten kann ersehen werden, wie stark die Ausgangsleistung von der Justierung des Spiegelarms abhängig ist [vgl. Abb. (8)].

Die Ansteuerung einer gewünschten Leistung wurde erschwert durch eine relativ träge Strom- und Leistungsanzeige, die sich erst nach einiger Zeit auf den eingestellten Wert einpendelte. Bei der Einstellung einer bestimmten Leistung muß sorgfältig auf den geeigneten Gasdruck in der Entladungsröhre geachtet werden (s. a. Bedienungsanleitung).

Da sich die Versuche oft über Stunden erstreckten, sollte auch die Konstanz der Leistungsabgabe überprüft werden. Hier zeigten sich nur geringe Schwankungen, die wohl auf ein nachweisbares geringes Driften des Gasdrucks zurückzuführen sind.

Die Leistungsdichte wurde in erster Linie über eine Veränderung des Abstandes Laserlinse - Gefäßoberfläche variiert. Nur gelegentlich arbeiteten wir im Fokus der Germanium-Laserlinie (Brennweite $f = 12,5$ cm). Daher erwies es sich als notwendig, die Strahldurchmesser

- a) in verschiedenen Abständen vom Fokus
- b) bei Arbeiten ohne Fokussierungslinse zu bestimmen [Abb. (9), S. 14].

II.2.1.2.2. Strahldurchmesser

Bei Gaslasern ist die Intensität nicht gleichmäßig über den gesamten Strahlquerschnitt verteilt (vgl. auch Funktionsweise des CO_2 -Lasers S. 21). Es mußte deshalb eine geeignete Bezugsgröße für den Strahldurchmesser gefunden werden.

Zwei Verfahren boten sich an:

- Fotopapiermethode

- (1) Eine grobe Schätzung des Strahldurchmessers durch Bestimmung der Fleckgröße, die der Laserstrahl bei bestimmten Leistungen, Fokusabständen und Expositionszeiten auf schwarzem, belichtetem Fotopapier (Polaroid) hinterläßt (47). Für unsere Zwecke erwies sich das Verfahren nur bedingt geeignet, und zwar,
- weil die Verfärbung bzw. das entstehende Loch in erster Linie energie- und zeitabhängig ist
 - weil das bestrahlte Fotopapier die Bestimmung verschiedener Fleckdurchmesser erlaubt (Loch, starke Aufrauhung, leichte Braunfärbung)
 - weil das Fotopapier entflammen und dadurch auch nach der Bestrahlung der Fleck noch größer werden kann.

Wir benützten die Fotopapiermethode lediglich zur groben Orientierung über

- Lage des Brennflecks
- ungefähre Fleckgröße
- qualitative Leistungsdichte

- scanning-knife-edge-Methode

(2) Eine Bestimmung des zeitunabhängigen Gaußdurchmessers ist möglich mit der sogenannten "scanning-knife-edge"-Methode [86),(90), vgl. Abb. 6, S. 12].

Die Normalverteilung (s. Abb. 7, S. 12) wird nach Gauß beschrieben als (vereinfacht)

$$J = J_0 \cdot e^{-A\left(\frac{R^2}{r^2}\right)}$$

mit $J_0 = J_{\max}$; für $R = r$ gilt: $J = \frac{1}{e^2} \cdot J_0$
und $A = 2$

J = Intensität am jeweiligen Ort
 A = Exponent von 1 bis ∞
 R = Gauß-Durchmesser (=W)
 r = beliebiger Abstand von J_0
 e = 2,718 (Basis der natürl. Logarithmen)

Der Gauß-Radius kann beliebig definiert werden; meist wird er angegeben als halbe Weite R , bis zu der die lokale Intensität des Strahlquerschnitts abgesunken ist auf $J_0 \cdot \frac{1}{e^2}$ (d. h. $A = 2$),

(Mc Cord, persönl. Mitteilung).

M. a. W., der $\frac{1}{e^2} \varnothing$ nach Gauß ist der Strahldurchmesser, an dem die Intensität auf etwa $1/8$ (13,6%) der maximalen Intensität im Fokus abgesunken ist, oder: innerhalb des $1/e^2 \varnothing$ befinden sich etwa 86,4 % der gesamten vom Laser abgestrahlten Energie.

Suzaki und Tachibana (90) geben eine Formel an, mit der ohne großen experimentellen Aufwand der Gauß-Radius ermittelt werden kann. Diese Methode wurde in unserem Labor modifiziert und vereinfacht (Mc Cord, persönl. Mitteilung).

Für jede Distanz x vom Fokus läßt sich nun ein $1/e^2 \varnothing$ angeben, der von der Dauer der Bestrahlung unabhängig ist (s. Abb. 9, S. 14). Für den Fokus der verwendeten Linse $f = 12,5 \text{ cm}$ ergab sich ein $1/e^2 \varnothing$ von $0,36 \text{ mm}$ (dies paßt relativ gut zu dem vom Hersteller angegebenen Fokusbereich von $0,3 \text{ mm}$).

Für das Arbeiten ohne Linse ermittelten wir einen $1/e^2 \varnothing$ von $6,3 \text{ mm}$ ($\pm 0,4 \text{ mm}$). Dieser Strahldurchmesser ist von der Entfernung zum Zielobjekt zumindest im Bereich von $10 - 15 \text{ cm}$ praktisch unabhängig und daher für das experimentelle Arbeiten ausgezeichnet geeignet. Da bei allen Gefäßbestrahlungen das Verhältnis Strahldurchmesser - Gefäßdurchmesser von Bedeutung ist (in dem Sinne, daß mit einem großen Strahldurchmesser ein Gefäß in voller Ausdehnung und über eine lange Gefäßstrecke koaguliert werden kann), ergibt sich für den gewählten großen Arbeitsdurchmesser ein weiterer Vorteil, da praktisch alle zu bestrahlenden Gefäße im Durchmesser weit darunter liegen.

II.2.1.2.3. Zeit

Die Vorwahlmöglichkeiten der Bestrahlungsdauer erwiesen sich mit $1/100$, $1/20$, $1/10$ Sekunde als nicht ausreichend. Von den Physikern unseres Labors (Gorisch, Mc Cord, Weinberg) wurde ein externes Zeitsteuerungsgerät angeschlossen, das eine Zeitvorgabe von zusätzlich $1/8$, $1/4$, $1/2$, 1 , 2 , 4 Sekunden erlaubte.

Wurde "manuell" (d. h. ohne Zeitvorgabe) bis zum Eintreten eines bestimmten Effektes bestrahlt, so genügte es, die Zeit mit einer gewöhnlichen Stoppuhr zu registrieren.

II.2.1.2.4. Abstand

Der Abstand Laserlinse bzw. Linsenhalter zum Zielobjekt wurde beim Arbeiten mit eingeschraubter Fokussierungslinse mit Maßstab und Schublehre millimetergenau eingestellt und durch eine Abstandsschablone von Zeit zu Zeit nachkontrolliert.

Bei der Bestrahlung der Hirnrindengefäße störten die Atemexkursionen des narkotisierten Tieres die Abstandsmessungen. Eine genauere Einstellung als auf ca. 12 cm (!) war hier nicht möglich.

II.2.1.2.5.

Gefäßdurchmesser

Die Gefäßdurchmesserbestimmungen erfolgten mit einem Meßokular im Operationsmikroskop (Okularmikrometer); durch vorherige Eichung wurde der Mikrometerwert festgestellt (20).

Das Meßokular erlaubte in der Regel die Kaliberbestimmung der Gefäße mit einer Genauigkeit von 0,05 mm. Auch hier wirkten Atemexkursionen, peristaltische Bewegungen und Durchblutungsschwankungen als gelegentliche Störfaktoren.

Blutdruck, Blutflußgeschwindigkeit und Durchblutungsgröße wurden quantitativ nicht erfaßt.

II.3. Funktionsweise des CO_2 -Lasers und die Eigenschaften des Laserlichtes

Die "induzierte Emission", als Grundlage des Laserprinzips von Einstein bereits 1917 dargestellt, fand ihre technische Realisation erst 1960 durch Maiman (70). Die für das Verständnis des Lasers notwendigen Vorstellungen sollen hier am Beispiel des molekularen CO_2 -Gaslasers kurz und vereinfacht dargestellt werden [(21), (44), (50), (63), (93)].

Atome bzw. Moleküle befinden sich bei Abwesenheit äußerer Einwirkungen im "Ruhezustand", wenn ihre Elektronen auf den energieärmsten Bahnen (Energieniveaus) um den Atomkern kreisen, welche für das entsprechende Atom oder Molekül möglich sind (Bohrsches Atommodell). "Angeregte" Atome oder Moleküle [s. Abb. (10), S. 27] zeichnen sich dadurch aus, daß ihre Elektronen von den energieniedrigen Bahnen auf energiehöhere, kernfernere Bahnen "gehoben" werden. Die Energiezufuhr kann durch verschiedene Anregungsprozesse erfolgen; beim hier dargestellten Gaslaser geschieht dies durch Elektronenstoß in einer Gasentladungsröhre (s. unten). Das Wechseln von Elektronen von der einen auf die andere Bahn ist mit der Aufnahme (Absorption) bzw. Abgabe (Emission) von Photonen (Strahlungsquanten) verknüpft. Die Frequenz des absorbierten/emittierten Photons und dessen Energie E sind über das Plancksche Wirkungsquantum h miteinander verknüpft:

$$E = h \cdot \nu$$

Die Emission des Lichtquants erfolgt in der Regel "spontan", d. h. ohne erkennbare äußere Ursache. Das bedeutet für eine Ansammlung emittierender Atome oder Moleküle, daß völlig regellos und unabhängig voneinander Lichtquanten abgestrahlt werden ("natürliches" Licht: Sonne, Glühlampe, Gasentladung).

Nach Einstein kann aber die Emission von außen "erzwungen" (induziert, stimuliert) und damit auch gesteuert werden: das angeregte Atom bzw. Molekül muß dazu von einem Energiequant angestoßen werden, dessen Energie gerade so groß ist, wie nötig war, um das Elektron des Atoms bzw. Moleküls auf das energiereichere Niveau zu heben [Abb. (11), S.27].

Das "innere", freigesetzte Photon wird dabei so abgelöst, daß die ihm zugeordnete Welle in Phase mit der äußeren stoßenden Welle in gleicher Richtung abgestrahlt wird [Abb. (11), S. 27].

Beim CO_2 -Gaslaser wird eine Spannung an ein Gasgemisch (meist bestehend aus CO_2 , N_2 und He) in einer Entladungsröhre angelegt, so daß im elektrischen Feld ein Elektronenstrom zustande kommt. Die beschleunigten Elektronen stoßen mit den CO_2 -Molekülen zusammen, wobei diese Energie aufnehmen, d. h. angeregt werden [vgl. Abb. (10), S. 27]: Die Elektronen der CO_2 -Moleküle springen von Energieniveau (I) = Grundzustand auf Energieniveau (IV) = angeregter Zustand und absorbieren dabei ein Strahlungsquant [vgl. Abb. (13), S. 27]. (IV) ist ein breites, "unscharfes" Energieband. (Die Unschärfe dieses Energieniveaus hat den Vorteil, daß das Anregen nicht mit einer scharf definierten Stoßenergie erfolgen muß. Die Elektronen der angeregten CO_2 -Moleküle gehen nach sehr kurzer Zeit aus dem Niveau (IV) spontan über in den scharf umgrenzten, schmalen metastabilen Zustand (III). Dieser zeichnet sich durch eine relativ lange Verweildauer aus, so daß sich in ihm die angeregten CO_2 -Moleküle sammeln.

Fällt nun - letztlich wiederum spontan - eines der angeregten Elektronen von Energieniveau (III) auf das Niveau (II), so wirkt das dabei freigesetzte Photon als Auslöser einer Photonenlawine: stimulierte Emission!

Jedes freigesetzte Photon veranlaßt ein weiteres angeregtes Elektron zum Übergang von (III) auf (II) und damit zur Emission eines weiteren Photons. Die Stimulation erfolgt mit einem Energiequant, das der Energiedifferenz $W_{(III)} - W_{(II)}$ entspricht. Durch Stoß wird das in der höheren Energiebahn verweilende Elektron dazu veranlaßt, auf die niedrigere Bahn überzuwechseln, wodurch sich zum äußeren stoßenden Energiequant ein weiteres aus dem Molekül abgelöstes "inneres" Photon hinzugesellt. Dieser Prozeß schaukelt sich in kürzester Zeit auf: Über ein einziges Energiequant entstehen unzählige identische Quanten [Abb. (11), S. 27].

(Der Leerung des Niveaus (III) kann beim Gaslaser durch fortgesetztes "Pumpen" entgegenge wirkt werden, so daß ein kontinuierlicher Laserprozeß stattfindet.)

Von Niveau (II) kehren die Elektronen ebenfalls spontan und meist strahlungslos unter Wärmeentstehung in den Grundzustand (I) zurück.

Betrachtet man nicht nur ein einzelnes Atom bzw. Molekül, sondern eine Ansammlung ("Population") von ihnen, so sind auch unter gewöhnlichen Bedingungen sämtliche mögliche Energieniveaus nach einer statistischen Verteilung besetzt: Die Mehrzahl der Moleküle oder Atome befindet sich im Grundzustand,

wenige in höheren Energieniveaus.

Unter "Anregung" läßt sich statistisch gesehen eine "Störung" der natürlichen Verteilung der Atome bzw. Moleküle auf die verschiedenen Energieniveaus bezeichnen: Umkehrung der Besetzungsverteilung ("Besetzungsinversion"). Die ursprünglich schwach besetzten höheren Energieniveaus werden dabei stark aufgefüllt.

Diese Umkehrung der Energieverteilung der gesamten Molekülpopulation ist eine Grundvoraussetzung für die Strahlungsabgabe im Laserprozeß (21).

Für den "Laserübergang" gilt die "Bohrsche Frequenzbedingung: $\gamma_{III} \cdot h = (E_{III} - E_{II})$

h : Plancksches Wirkungsquantum

Der erzeugte Laserstrahl tritt beim CO_2 -Laser über eine plane Glasplatte aus, die im Winkel von 45° zu den parallelen Stirnseiten der Entladungsröhre angeordnet ist, und kann über ein Spiegelarmsystem gerichtet werden [Abb.(1), (2), S. 10, 11].

Aus der Entstehung der Laserstrahlung folgen zwanglos die besonderen Eigenschaften des Laserlichts.

- Kohärenz: Sie beinhaltet als räumlich-zeitliche Koordination das "Im-Takt-Sein (In-Phase-Sein)" zweier oder mehrerer als endliche Wellenzüge vorgestellter Photonen (63).

Man unterscheidet im einzelnen

a) zeitliche Kohärenz

sie betrifft die feste Phasenbeziehung der einzelnen Lichtwellen eines Laserstrahls: Wellenzug um Wellenzug wird phasenrichtig aneinander gereiht (Abb. 12 a, S. 27).

Die zeitliche Kohärenz bedingt die Monochromasie (spektrale Reinheit), d. h. die konstante Wellenlänge der Laserstrahlung. (Auf Grund der Bewegung der Gasmoleküle entsteht noch innerhalb der Entladungsröhre ein Dopplereffekt, so daß Monochromasie nur theoretisch gegeben ist: Die Intensität des Laserlichts ist nicht absolut auf eine einzelne Frequenz beschränkt, sondern erstreckt sich nach der von Gauß angegebenen Verteilung über einen mehr oder weniger breiten Frequenzbereich.

b) räumliche Kohärenz

sie betrifft die phasengleiche Parallelität nicht nur eines einzelnen als linear gedachten Laserstrahls, sondern des gesamten Lichtstromquerschnitts (Abb. 12 b, S. 27).

Die räumliche Kohärenz erlaubt die extreme Bündelung des Laserlichts auf geringste Fokusgrößen, und damit die hohen Leistungsdichten bzw. Temperaturen am Wirkungsort.

Die Wellenlänge λ des CO_2 -Laserlichts beträgt $10,6 \mu\text{m}$ und liegt damit im unsichtbaren Infrarotbereich (Konsequenzen: Pilotlicht, Spiegelarmsystem, Sicherheitsregeln).

II.4. Gefahren im Umgang mit dem CO₂-Laser

Gefahren beim operativen Einsatz des CO₂-Lasers ergeben sich einerseits durch Entzündung explosiver oder brennbarer Stoffe. Dieses Risiko ist zwar nicht laserspezifisch (Elektrokoagulation), muß aber doch besonders beim CO₂-Laser beachtet werden. Zur Abhilfe wird das Abdecken brennbarer Stoffe mit feuchten Tüchern empfohlen. Explosive und entzündliche Anästhesiegase sind bei Verwendung des Lasers verboten (51, 93).

Da das CO₂-Laserlicht im fernerem Infraroten liegt und deshalb unsichtbar ist, besteht in erster Linie Gefahr für die Augenhornhaut bei direktem Blick in den Strahl oder unter Umständen auch durch Reflexion des Strahls an metallenen Gegenständen im Strahlengang. Reflexstrahlung an Metallteilen kann darüber hinaus zu Brandwunden auf der Haut von Patient bzw. Op-Personal führen. Das Risiko für die Augen wird vollständig ausgeschaltet durch das Tragen von Brillen, wobei einfaches Glas, im Gegensatz zum Nd:YAG-Laser, durchaus genügt (28, 45, 49, 87). Gefahren für die Haut werden gebannt durch Abdecken derselben und Vermeiden von Reflexionen.

Inwieweit den entstehenden Verbrennungsprodukten (33, 37) Toxizität oder gar Kanzerogenität zuzuschreiben ist, ist ebenso wie die etwaige Gefahr einer Embolie durch Gasblasen oder abgelöste Hitzekoagel bzw. durch erwärmte Blutmassen (Schönberger, Beck 1977) noch nicht definitiv geklärt, es sind aber keine derartigen Komplikationen bekannt geworden.



Abb. (10) Anregungsprozeß (schematisch) s. Text S. 21
 (a) stoßendes Lichtquant
 (b) Atom/Molekül im Grundzustand
 (c) " " " " im angeregten Zustand

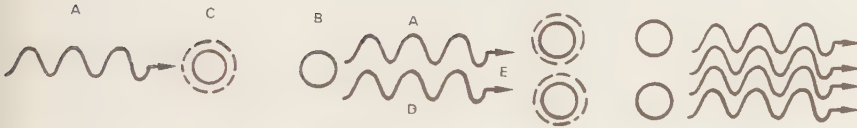


Abb. (11) Prinzip der Lichtverstärkung (schemat.)
 ein stoßendes Quant (a) trifft auf ein
 angeregtes Atom/Molekül (c), wobei die-
 ses ein identisches Photon (d) ausstrahlt
 und in den Grundzustand (b) zurückfällt;
 der Vorgang wiederholt sich (e)



Abb. (12) Schemat. Darstellung der zeitlichen (a)
 und der räumlichen Kohärenz (b)

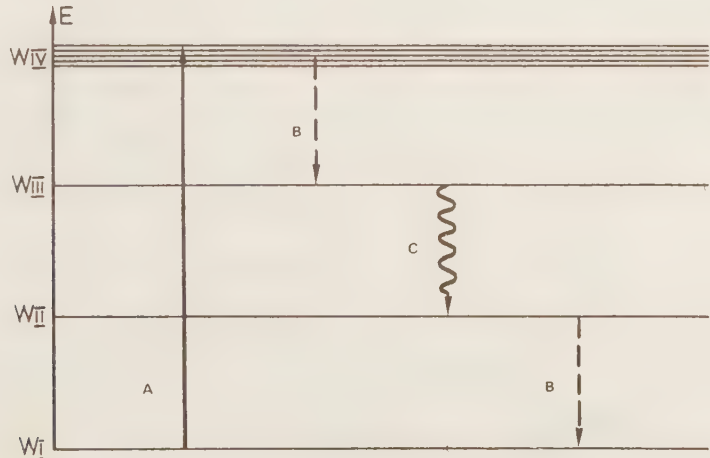
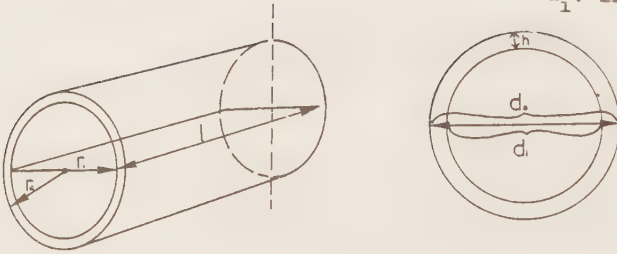


Abb. (13) Schemat. Darstellung der Energieniveaus
 im Molekül (4-Niveau-System eines mole-
 kularen Gaslasers)
 (A) Anregungsvorgang ("Pumpen": I - IV)
 (B) Strahlungslose Übergänge
 (C) Laserübergang ("Emittieren": III - II)

d_a : Außendurchmesser/ r_a : Außenradius

d_i : Innendurchmesser/ r_i : Innenradius



bb. (90) Geometrische Verhältnisse am Gefäßrohr

h: Wanddicke

l: Länge des bestrahlten Gefäßrohres,

l entspricht $1/e^2 \varnothing$

Abb. (44) Lumbalsitus, Ratte (schematisch)

Art. ca. 0,2 - 0,4 mm $\varnothing$, Ven. ca. 1,1 - 1,4 mm $\varnothing$

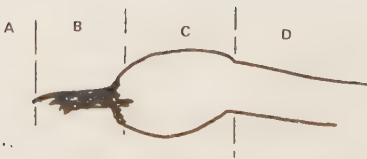
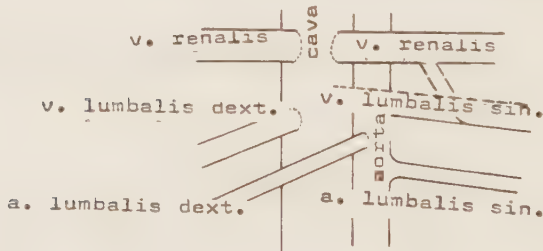


Abb. (43) Cavastumpf (schematisch)

(a) verdampfter Bereich

(b) verkohlte Zone

(c) Ödemzone/Quellungszone

(d) makroskop. unverändert

(III) Beobachtungen und Ergebnisse

III.1. Darmoberflächengefäße

III.1.1.

Beschreibung
des Modells

Die von Serosa bedeckte Darmoberfläche stellt sich glatt, feucht und spiegelnd dar. Für die Bestrahlung wurden gerade unter der Serosa verlaufende Gefäßstränge mit Vene und einer etwas kleineren Arterie ausgewählt. Die einzelnen Gefäße hatten einen Durchmesser von ca. 0,05 bis 0,4 mm. Gewöhnlich wurden diese Gefäße nicht freipräpariert.

III.1.2.

Wahl des Modells

Die Bestrahlung der Darmoberflächengefäße war geeignet

- um uns in die Leistungs- und Energiebereiche zu führen, bei welchen Effekte zu erwarten sind,
- um die Reaktionen des Gewebes auf geringe Bestrahlungsenergien zu untersuchen,
- um vor den Bestrahlungsversuchen an größeren Gefäßen Intensität, Lokalisation und Fleckgröße des Laserstrahls qualitativ überprüfen zu können (vgl. a. "Fotopapiermethode" S. 17).

Den kleinen Gefäßdurchmesserbereich von etwa 0,05 bis 0,4 mm fanden wir nur hier in ausreichender Menge vor.

III.1.3. Ergebnisse

III.1.3.1.

Defokussierte
Bestrahlung

Bei geringen Leistungsdichten um 25 - 50 W/cm² und sehr kurzen Impulsen von 1/10 sec zeigten sich noch keine Wirkungen.

Erst nach Verdampfen des Flüssigkeitsfilms auf der Darmoberfläche konnten Kontraktionen der glatten Muskulatur des Darmes beobachtet werden, die zur Ortsveränderung des Gefäßstranges führten.

Auf mehrere Impulse (bis $10 \times 1/10$ sec) antwortete die Serosa zunächst mit Verlust des Glanzes und der Transparenz (rund-ovale Flecke mit milchig-weißer, manchmal wolkig-fleckig erscheinender Verfärbung als Zeichen der Koagulation der Serosa), dann mit Farbwechsel (abgestufte, energieabhängige Farbskala von weißlich-gelblich über rötlich nach bräunlich-schwarz), wobei sich die dunkleren Farbtöne den größeren Energien zuordnen lassen.

Bei fortgesetzter Impulsbestrahlung oder höheren Leistungsdichten um $75 - 100 \text{ W/cm}^2$ wird die Darmoberfläche ausgetrocknet, körnig aufgeraut und wellig-faltig.

Bei längeren Impulszeiten (ab $1/4$ sec.) wirft die Serosa Blasen, die sofort nach Bestrahlung wieder zusammenfallen [verdampfende Gewebsflüssigkeit, die sich ausdehnt und Platz verschafft (93)].

Bei noch schärferer Energiezufuhr, die gewöhnlich ungünstig für einen Koagulationserfolg wirkt, entsteht reichlich karbonisiertes Material, das einen Eindruck hinterläßt wie geschmolzenes und wiedererstarres Glas ("Karbonisationsperlen"); die Gefäße sind dann oft nur noch als Karbonisationsspur erkennbar [Abb. (14), S. 36].

Schon unter einer lediglich gering veränderten serösen Oberfläche sind die Gefäße meist nicht mehr zu orten; durch Scherenschnitt läßt man sich aber leicht davon überzeugen, daß an den Gefäßen selbst noch keine Koagulation eingetreten ist.

Folgende Schlußfolgerungen können gezogen werden:

1. Schon ein dünner Flüssigkeitsfilm behindert die Gefäßkoagulation mit dem CO_2 -Laser

Beispiel (1):

Nach Austrocknung der Oberfläche mit einem Heißluftgebläse wird der eigentliche Koagulationsvorgang durch nachfolgende Laserbestrahlung beschleunigt (Lumbalvene 1,1 mm Ø, getrocknet: Nach 1 sec mit ca. 25 W/cm^2 Koagulation. Die gegenüberliegende Vene 0,95 mm Ø, feucht, benötigt 2 x 1 sec mit derselben Leistungsdichte).

Beispiel (2):

Eine erste Laserbestrahlung, die lediglich zur Austrocknung des Oberflächenfilms führt, hat eine schnellere Koagulation bei einer zweiten Bestrahlung zur Folge (Vene 0,1 mm Ø) feuchte Oberfläche: 3 x 1/2 sec (25 W/cm^2) trockene Oberfläche: 2 x 1/2 sec (25 W/cm^2).

2. Schon eine dünne bindegewebige Haut, wie die Serosa, schirmt die Gefäße bei geringen Leistungsdichten und kurzen Expositionszeiten vor der Strahlungsenergie des CO_2 -Lasers ab.

Beispiel (3):

1/2 sec-Impulse mit 75 W/cm^2 führten vor der Präparation einer 0,6 mm dicken Vene lediglich zur vorübergehenden Verengung des Lumens; nach der Präparation aus der Serosa sicherer Gefäßverschluß mit 2 Impulsen (Scherenschnittprobe).

3. Auch relativ hohe Leistungsdichten um 100 W/cm^2 zeigen bei kurzen Impulsen nur geringe Wirkungen. Der Einfluß der Zeit wird aus folgenden Beispielen ersichtlich:

Beispiel (4):

Vene $0,2 \text{ mm } \varnothing$			
20 W/cm^2	1	sec	Koagulation
40 W/cm^2	$1/2$	"	"
80 W/cm^2	$1/4$	"	kein bleibender Effekt am Gefäß

Beispiel (5): Vene $0,35 \text{ mm } \varnothing$, 25 W/cm^2
10 x $1/10 \text{ sec.}$ keine Koagulation
1 x 1 " Koagulation
(wesentlich ist dabei der zeitliche Abstand zwischen den einzelnen Impulsen, der hier immer ausreichend lang für eine Wärmeabfuhr durch Konduktion und Konvektion war).
Gefäßreaktionen zeigten sich häufig zuerst in der Peripherie des Bestrahlungsfeldes an den Gefäßen unter $0,1 \text{ mm } \varnothing$; d. h. vor den Hauptgefäßstämmen wurden die im Bestrahlungsfeld liegenden kleinen Zu- und Abflüsse intravasal denaturiert und koaguliert (diese kleinen Gefäße scheinen bei längeren Impulsen während der Bestrahlung zu verschwinden: Sie werden offensichtlich blutleer und kollabieren, um sich nach Beendigung der Bestrahlung wohl unter dem Einfluß des Blutdruckes wieder auszudehnen).

Noch während oder unmittelbar nach der Bestrahlung kann man beobachten, wie zunächst braunschwarz verfärbte Massen durch das Lumen fließen, dann sieht man, wie Gasblasen in der Flußrichtung abtransportiert werden.

Bei ausreichender Bestrahlungszeit und -leistung kommt der Blutfluß zum Erliegen, die verfärbte Blutsäule steht.

Ähnlich laufen die Erscheinungen an den Hauptgefäßen ab, aber:

- hier kann vor Eintritt der Koagulation oft eine bleibende Verengung auf etwa $1/3$ des ursprünglichen Gefäßdurchmessers beobachtet werden. Auch bei fortgesetzter Bestrahlung nimmt der Durchmesser nicht mehr weiter ab [vgl. auch (41)].
- eine stehende verfärbte Blutsäule, ein intravasaler schwarzer Thrombus, oder - was auch beobachtet werden konnte - eine Hell-Dunkel-Querstreifung zusammen mit perlschnurartiger Wulstbildung und Einschnürungen an der Gefäßwand, bieten noch keine Gewähr für einen sicheren Gefäßverschluß.

Beispiel (6): Vene 0,2 mm 25 W/cm² 1 sec Impuls
Nach der Scherenschnittprobe erfolgt zunächst keine Blutung, schließlich wird aber der koagulierte Gefäßinhalt ausgetrieben und es entsteht eine Blutung.

Beispiel (7): Vene 0,2 mm 25 W/cm² 1 sec Impuls
Hier erfolgt Blutung sofort beim Schnitt.

Erst deutlich denaturierte schwarze Blutsäulen und/oder blutleere, kollabierte Gefäßabschnitte sind sichere Zeichen einer erfolgreichen Koagulation. Andererseits kann auch bei stehender, unverfärbter Blutsäule bereits Koagulation eingetreten sein.

III.1.3.2.

Fokussierte Bestrahlung

Schon bei sehr kurzen Expositionszeiten (1/10 sec) entsteht ein kreisrunder Krater mit leicht erhabenen Rändern, aber kaum Karbonisationen [s. Abb. (15), S. 36]. Die Gefäße werden dabei in der Regel blutungsfrei durchtrennt. Sie wirken "wie abgeschnitten" und erscheinen an den Rändern nicht meßbar verengt. Es kann auch keinerlei Thrombenbildung oder Verfärbung der Blutssäule beobachtet werden. (Dies hat Konsequenzen für die Theorie des Verschlußvorganges, s. Kap IV.) Manchmal bemerkt man - bei unvollständigem Verschluß - daß aus einem der eröffneten Gefäßstümpfe einzelne Blutropfen hervorquellen, ohne daß es in den meisten Fällen zu einer richtigen Blutung kommt.

III.1.3.3.

Histologische Ergänzungen

Bei der Bestrahlung von Darmoberflächengefäßen - die ohne Abpräparieren der Serosa erfolgte - kam es bei defokussiertem Laserstrahl zu sehr breiten und seichten Bestrahlungsmulden [vgl. Abb. (16), (17), S. 37], ohne wesentliche Karbonisationen, aber deutlicher Blasenbildung im Gewebe.

Bei fokussierter Bestrahlung wurden schmale und tiefe Bestrahlungstrichter mit ausgedehnten Blasen im Gewebe beobachtet [vgl. Abb. (18), S. 38]. Im Zentrum der Lasereinwirkung konnte in Zusammenhang mit ausgedehnten Nekrosen des paravasalen Bindegewebes stets ein sicherer Verschluß der Darmoberflächengefäße nachgewiesen werden.

Die koagulierten Gefäße werden von denaturierten Erythrozytenmassen praktisch vollständig "verstopft", wobei insbesondere bei fokussierter Bestrahlung für eine Schrumpfsreaktion der Gefäßwand keine Zeit zu bleiben scheint.

Übersicht (1) Effekte an Darmoberflächengefäßen

Effekt	beobachtet bei Zeit bzw. Impulse	Leistungsdichtenbereiche		
		ca.25 W/cm ²	ca.75 W/cm ²	fok.
• Verdampfung des oberflächlichen Flüssigkeitsfilms: Austrocknung erst danach:	1/10 sec (bis 5x1/10 sec) ab 1-5 x 1/10 sec	—●—	—●—	—●—
• Kontraktionen der glatten Darmmuskulatur	"	—●—	—●—	—●—
• Irreversible Durchmesserabnahme während der Bestrahlung	"	—●—	—●—	—●—
• Weißfärbung der Serosa: Verlust der Transparenz (Eiweißgerinnung)	ab 5-10 x 1/10 sec (oder 4 x 1/4 sec)	—●—	—●—	—●—
• Abgestufte Braunfärbung der Serosa	ab 1 x 1/2 sec	—●—	—●—	—●—
• Intravasale Schwärzung: Thrombusbildung	ab 10-20 x 1/10 sec	—●—	—●—	—●—
• "Fixierte Lumen-einengung"	"	—●—	—●—	—●—
• Blasenwurf der Serosa	ab 1 x 1 sec	—●—	—●—	—●—
• Ausbildung intravasaler Hellschatt-Zonen	"	—●—	—●—	—●—
• Oberflächenverkohlung	ab 2 sec	—●—	—●—	—●—
• Gewebsabtragung				koagulierender Schnitt mit Kraterbildung

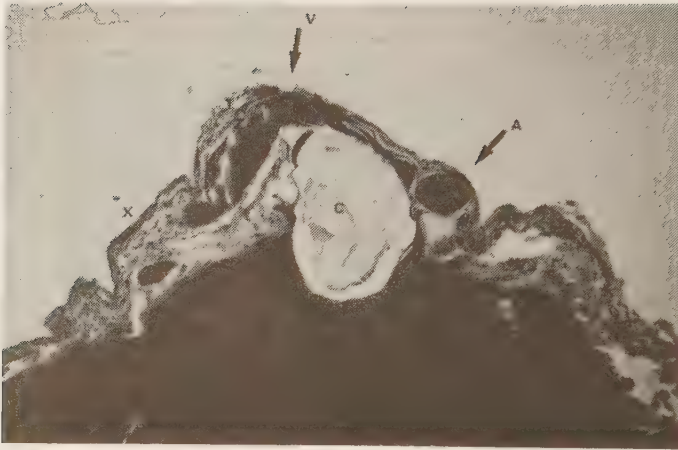


Abb.(18) Darmoberflächengefäße, Kaninchen, nach fok. Bestrahlung, (Präp. 195) Ven: 0,1mm Ø

Art: ca. 0,05mm Ø

Leistungsdichte: ca. 1,275 kW/cm²; ca. 2W, 1/2sec. fok. HE-Färbung

- (A) prall aufgespanntes Gefäß (Arterie) mit sehr dünner, thermisch veränderter Wand, koagulierter Gefäßinhalt
- (V) Vene, ebenfalls mit koaguliertem Gefäßinhalt
- (C) große Gasblase
- (X) weitmaschiger Serosaüberzug mit Bindegewebsbälkchen; nicht gut erhaltene lockere bindegewebige Maschen als Folge der therm. Schädigung

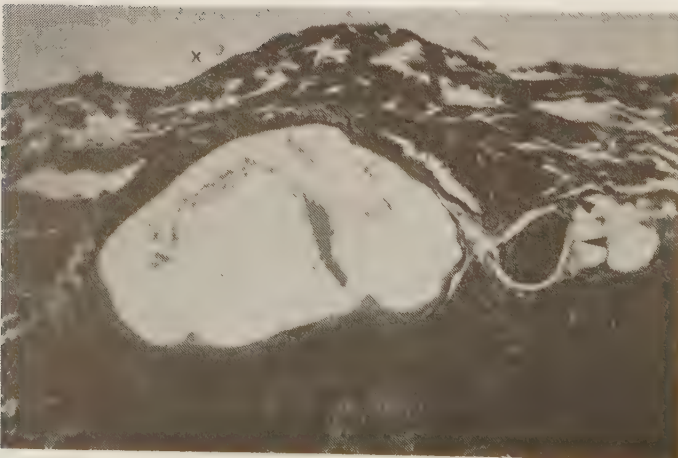


Abb. (19) Dasselbe Präp. wie bei Abb. (18) Serosa mit verdickten bindegewebigen Bälkchen (X), Gasblasen und koagulierten Gefäßen (Pfeile)

III.2. Mesenterialgefäße

III.2.1.

Beschreibung des Modells

Nach Exkorporation und Ausbreitung eines geeigneten Darmschlingenabschnitts wurden die ileo-jejunalen Gefäßstränge so gelagert, daß sie

- in einer Ebene etwa senkrecht zur Laserachse,
- mit der fettärmeren und damit leichter präparierbaren Seite nach oben zu liegen kamen.

Unter dem Operationsmikroskop überblickte man jetzt 2-3 nichtpräparierte, gerade verlaufende, beidseits von einem Fettsaum begrenzte Gefäßstraßen; der Fettsaum geht über in dünnes transparentes, fettfreies Mesenterium [s. Abb. (22), S.49]. Die Gefäßbahnen bestehen aus je einer Arterie und mindestens einer größeren Vene. Peripherwärts, d. h. darmlumennah, zweigen sich Arterien und Venen auf in ein stark gewundenes Gefäßknäuel.

Eine mikrochirurgische Trennung und Präparation der einzelnen Gefäße erwies sich - von einigen wenigen Fragestellungen abgesehen - als unumgänglich, um

- einzelne Gefäße mit bestimmtem Durchmesser bestrahlen zu können,
- exakte Messungen und Beobachtungen durchführen zu können
- den koagulationsbehindernden Einfluß des Fettes und der bindegewebigen Häute (s. u.) auszuschalten.

Nach gewebeschonender Präparation konnten die - getrennten

- fettfreien und
- frei über dem Darm schwebenden

Gefäße bestrahlt werden [s. Abb. (23), S.49].

III.2.2.

Wahl des Modells

Das Modell der Mesenterialgefäße wurde von mehreren Arbeitsgruppen [(3), (12-15), (39-42), (62), (64), (65), (98)] verwendet und zeichnet sich vor allem aus durch eine größere Anzahl verfügbarer Gefäße mit verhältnismäßig hohem Kaliber.

Nachteile dieses Modells sind

- 1) die zeitaufwendige Präparation
- 2) die relativ uniformen Gefäßdurchmesser, die bei Arterien nur selten die 1 mm-Grenze, bei Venen die 1,5 mm-Grenze überschreiten.

Die Bestrahlungen erfolgten von peripher nach zentral, um bei jedem untersuchten Gefäß die arterielle Zufuhr zu gewährleisten.

III.2.3.

Ergebnisse

III.2.3.1.

Präparierte Gefäße

III.2.3.1.1.

Defokussierte Bestrahlung

Bei defokussierter Anwendung des CO₂-Lasers beobachteten wir folgendes:

Kurze Impulse (von etwa 1/10 bis 1/4 sec) bei geringen Leistungsdichten (um ca. 25 W/cm²) sind für den Koagulationsprozeß ohne größere Bedeutung; es kann aber während der Bestrahlung zu vorübergehender Durchmesserverengung kommen [vgl. auch (40), (41)].

Bei längeren Bestrahlungszeiten ab etwa 1 sec Dauer imponiert als wesentlicher Initialeffekt für die Koagulation eine rasche und starke Verengung des Gefäßlumens, die zumindest für die Dauer des Beobachtungszeitraums (Minutenbereich) bestehen bleibt ["fixierte Lumeneinengung" s. Abb. (20), S. 48]. Bei erfolgreicher Koagulation unter fortgesetzter Bestrahlung wird das Gefäß schließlich vom Laserstrahl durchtrennt; die Gefäßstümpfe erscheinen wurstzipfelförmig abgeschnürt [s. Abb. (25), S. 49].

Bei gewebsschonender, mäßiger Energiezufuhr mit ca. $25 - 50 \text{ W/cm}^2$ ist der Koagulationsprozeß mit seinen abgestuften Denaturierungs- und Karbonisierungsphasen (Farbumschlägen) in der Regel gut steuerbar, vgl. Kap. III.1.3. Insbesondere kann ein "Festfressen des Laserstrahls" und damit die Erzeugung karbonisierten Materials und die Umwandlung der Gefäßwand in poröse Kohlepartikel verhindert werden.

Eine Energiezufuhr mit etwa $75 - 100 \text{ W/cm}^2$ erlaubt bei kleineren, vom Durchmesser her gut koagulierbaren Gefäßen (s. Fig. 1 und 2, S. 52, 53) eine wesentlich raschere Koagulation (um 1 sec), wobei unter Umständen sogar noch weniger Karbonisationsmaterial anfällt. Man läuft aber bei ungeeigneten Gefäßen (gewöhnlich über $1,0 \text{ mm } \varnothing$) Gefahr, daß es entweder zu rascher Perforation infolge Gewebsabtragung oder zur Sickerblutung infolge zu starker Karbonisation kommt.

III.2.3.1.2.

Fokussierte Bestrahlung

Fokussierter Gebrauch des CO_2 -Lasers führt bei Gefäßen ab etwa $0,3 - 0,4 \text{ mm } \varnothing$ meist zu sofortiger Perforation mit entsprechender Blutung.

III.2.3.1.3.

Koagulationsablauf

Eine sichere Gefäßkoagulation bzw. ein ebensolcher koagulierender Schnitt kündigt sich an durch eine starke initiale Schrumpfung des Lumens [(s. o.; vgl. auch (39-41)]. Während der Bestrahlung beobachtet man, daß das Blut beiderseits der bestrahlten Stelle ausgetrieben wird, so daß die Gefäßwände in Kontakt zu kommen scheinen. Nach der Bestrahlung erscheinen sie gallertig-verklebt bzw. ödematös-verquollen [vgl. Abb. (33a,b), (47a,b), S. 59, 71)].

An diese engste (oder durchtrennte) Stelle schließt sich manchmal zu beiden Seiten schwarz verfärbtes Blut an [s. Abb. (20), S. 48].

Ein erfolgreich koagulierender Schnitt zeigt zwei verschlossene Gefäßstümpfe, wobei der stärker druckbelastete Schenkel oft prall gefüllt ist. Arterielle Stümpfe können herzsynchron pulsieren [vgl. Abb. (32), (33), S. 59]

III.2.3.1.4.

Zuverlässigkeit der Koagulation

Selbst augenscheinlich gut koagulierte Gefäße mit intravasaler Thrombusbildung und sistierender Durchblutung täuschen den Beobachter hinsichtlich des erzielten Verchlusses manchmal erheblich. Wird ein solches vermeintlich koaguliertes Gefäß mit der Schere durchtrennt ("Scherenschnittprobe"), kommt es zur Koagelausschwemmung und heftiger Blutung.

Als Konsequenz mußte der Bestrahlungsmodus geändert werden: Der Versuch, in einer minimalen Zeit die für einen Koagulationserfolg gerade notwendige Energie zuzuführen, wurde aufgegeben zugunsten der vollständigen Durchtrennung der Gefäße durch den Laser; dies erwies sich darüber hinaus als nützlich, weil eine den Koagulationsvorgang unterbrechende Energiezufuhr gelegentlich auch bei den Gefäßen zu Blutungen führt, die bei kontinuierlich fortgesetzter Bestrahlung bis zum Schnitt gut koagulierbar sind. Als Nachteil muß hierbei die infolge längerer Bestrahlungszeit vermehrte Schädigung des Gewebes in Kauf genommen werden.

Bei Gefäßdurchtrennungen mit dem Laser resultierte bei Gefäßkalibern im Grenzbereich manchmal nur ein einseitiger Verschuß: Als schwächster Schenkel erwies sich in der Regel der mit der größeren Blutdruckbelastung, so daß Arterien gewöhnlich aus dem zentralen, Venen aus dem peripheren Stumpf nachbluteten.

Bei einem nicht vollständig gelungenen koagulierenden Schnitt kann verzögert etwas Blut durch den Gefäßstumpf **gepreßt** werden ("quelender Blutstropfen"); aber erst bei mechanischer Manipulation am Stumpf kommt es zu meist heftiger Blutung, die konventionell versorgt werden muß.

Werden beim koagulierenden Schnitt beide Gefäßstümpfe nicht vollständig durchtrennt, so daß eine letzte Gewebsbrücke bestehen bleibt, die mit der Schere durchtrennt werden muß, dann kontrahieren sich die Stümpfe und es kommt häufig zur Blutung ("Entlastungsblutung", Boergen, persönl. Mitteilung).

Unvollständige Koagulation kann schließlich auch ein artifizielles Aneurysma erzeugen (Beck, persönl. Mitteilung).

III.2.3.1.5.

Analyse der Bestrahlungsergebnisse

Die an präparierten Mesenterialgefäßen gewonnenen Bestrahlungsergebnisse wurden hinsichtlich der Ereignisse "Blutung" und "Koagulation" klassifiziert und in Figur (1) und (2) dargestellt (S. 52, 53, s. a. [9, 85]):

- Bei den günstigsten Bestrahlungsbedingungen und normalem Blutfluß waren zuverlässige Koagulationen zu beobachten:

Bei Arterien bis etwa 0,8 mm Ø.

Bei Venen bis etwa 1,2 - 1,3 mm Ø.

Diese Werte wurden erreicht mit niedrigen Leistungsdichten um 25 W/cm^2 und fettfreien Gefäßen.

- Die Koagulierbarkeit gleicher Gefäßkaliber nimmt mit höheren Leistungsdichten ab.
- Venen und Arterien unter 0,3 mm Ø können auch mit höheren Leistungsdichten, sogar fokussiert, zuverlässig koaguliert bzw. blutungsfrei durchtrennt werden.
- Bestrahlungen mit weniger als $15 - 20 \text{ W/cm}^2$ erweisen sich selbst bei langen Expositionszeiten (etwa 5 - 10 sec) als zu schwach, um Koagulationen erzeugen zu können.

Der größte koagulierbare Gefäßdurchmesser lag bei

	Arterien	Venen
"unmanipulierte Gefäße"		1,1 mm Ø 2,0
(d. h. bei normaler Durchblutung)		
"manipulierte Gefäße"		2,0 mm Ø 2,5
(d. h. unter Ausschaltung der Durchblutung durch ein- oder beidseitiges Abklemmen der Gefäße)		
(vgl. dazu auch S. 55).		

III.2.3.2.

Nicht präparierte Gefäße

Bereits geringe Mengen Fettgewebe können ausreichen, um Koagulation oder Gefäßschnitt bei den größeren Gefäßen (ab etwa 0,3 mm Ø) - zu verzögern

Beispiel (8):

freipräp./getrennt	nicht präp./nicht getrennt
gemeinsam bestrahlt	
mit ca. 25 W/cm ²	

Art. 0,4 mm Ø	0,5 mm Ø	0,4 mm Ø
+	+	+
Ven. 0,4 mm Ø	0,7 mm Ø	0,7 mm Ø
3 ↓ sec	4,5 ↓ sec	9 ↓ sec
koag. Schnitt	dto	dto

- oder gar durch unkontrollierbare Karbonisationen und Perforationen zu verhindern. (Einfluß der Präparation auf Bestrahlungsdauer und - ergebnis!)

Kleine, nicht präparierte und nicht voneinander getrennte Mesenterialgefäße können gut gemeinsam bestrahlt und koagulierend geschnitten werden.

Beispiel (9):

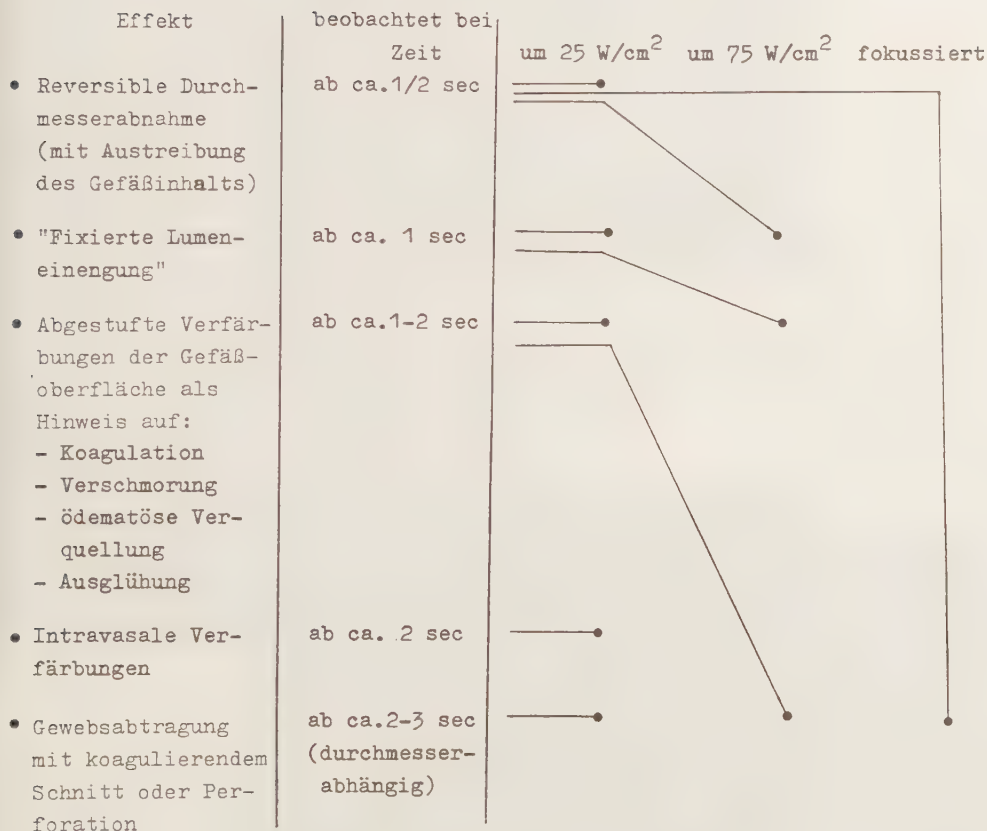
Ven. 0,2 mm Ø + Art. 0,15 mm Ø
Koagulierender Schnitt mit ca. 25 W/cm² und 4 sec Bestrahlungsdauer ("gewedelt", d. h. Laserstrahl während der Bestrahlung über das zu koagulierende Gefäß bewegt.).

III.2.3.3.
Histologische
Ergänzungen

Die Bestrahlung von Gefäßen mittlerer Lumengröße - wie sie hier anhand von Mesenterialgefäßen demonstriert wurde - ergab beim defokussierten Gebrauch des Lasers insbesondere zeit- und weniger energieabhängig Wirkungen, die von geringer Schädigung der Gefäßwand ohne offensichtlichen Koagulationseffekt [s. Abb. (26-28), S. 50] mit geringfügigen Deformierungen der Gefäßwand und Faltenbildungen über Auflockerung der Wandstrukturen mit Blasenbildung bis zur völligen Verkohlung des gesamten Gefäßes reichten [s. Abb. (29), (30), S. 31].

Vor allem beim "koagulierenden Schnitt" ergeben sich neue Aspekte bezüglich des Koagulationsvorganges: Ein Gerüst aus stegartigen Karbonisationen und Hohlräumen (Restlumina, Blasenhöhlen) bildet ein enges Labyrinth, das durch Fibrinausfällungen und Thromben eine Versiegelung der eröffneten Blutbahn bewirkt.

Übersicht (2) Effekte an Mesenterialgefäßen



Vereinzelte zu beobachten waren:

- Intravasale Gasblasen- und Thrombusbildung
- Fettverflüssigung unter Knallen und Rauchentwicklung (nicht präparierte Gefäße)
- "Quellender Blutstropfen" (bei unvollständig koagulierendem Schnitt, s. S. 43)
- "Entlastungsblutung" mit Koagelausschwemmung (beim Durchtrennen von Gewebsbrücken mit der Schere; s. S. 43)
- Aneurysmabildung (bei nicht vollständiger Koagulation; s. S. 43).

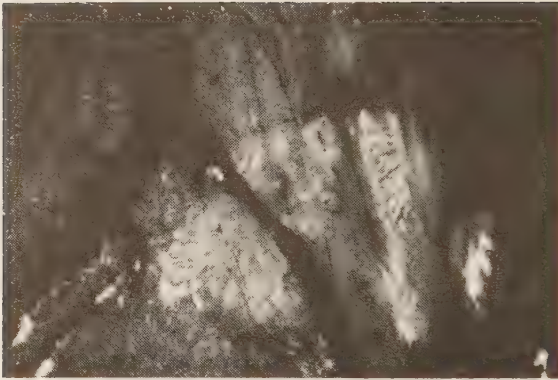


Abb. (20) "Fixierte Lumeneinengung" an nicht präparierter Mesenterialvene mit schwarzem Thrombus
Ven. 0,75 mm Ø
Strahldurchmesser 6,3 mm
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 4 sec



Abb. (21) Intraarterieller Thrombus stromabwärts der bestrahlten Stelle (x) zunächst nicht präp. Mesenterialgefäße (Art. 0,15, Ven. 0,25 mm Ø), zusammenbestrahlt
Strahldurchmesser 6,3 mm
Leistungsdichte ca. 40 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 sec

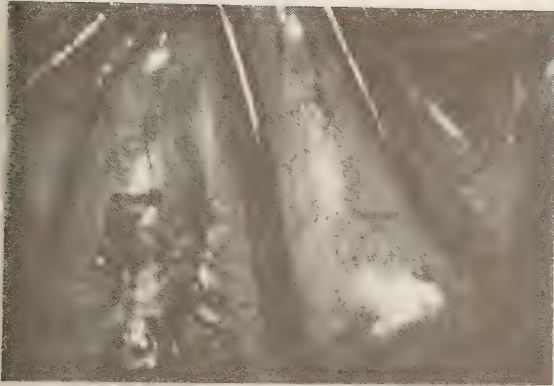


Abb. (22)

Typ. Mesenterialsitus vor Präparation

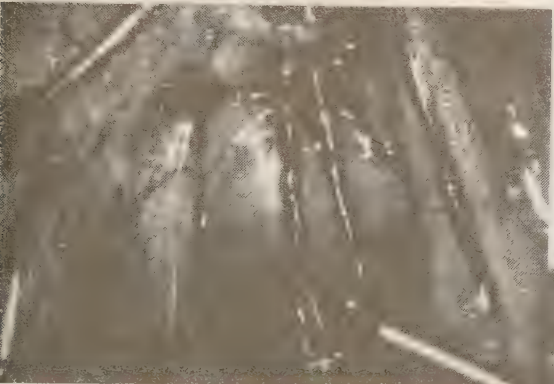


Abb. (23)

Typ. Situs nach Präparation
Ven. 0,75 mm, Art. 0,4 mm Ø

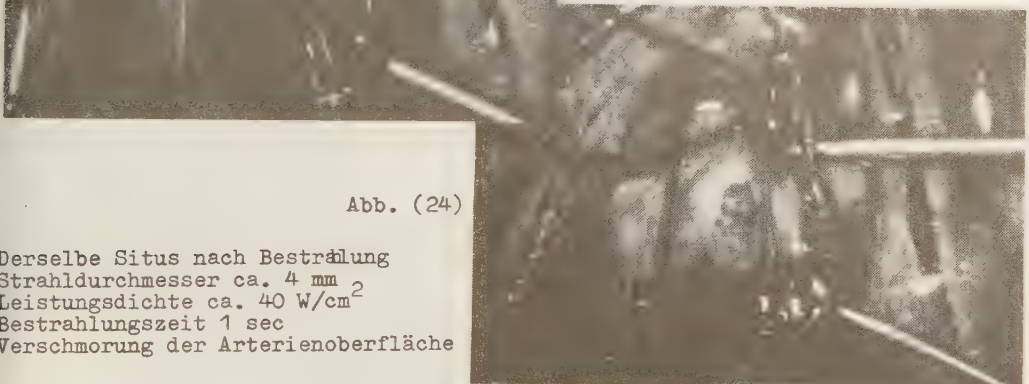


Abb. (24)

Derselbe Situs nach Bestrahlung
Strahldurchmesser ca. 4 mm²
Leistungsdichte ca. 40 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 sec
Verschmörung der Arterienoberfläche



Abb. (25)

Typische Mesenterialgefäßstümpfe
nach "koagulierendem Schnitt"
Ven. 0,9 mm, Art. 0,6 mm Ø
Strahldurchmesser ca. 4 mm²
Leistungsdichte ca. 50 W/cm²
Bestrahlungszeiten Art. 2 sec,
Ven. 3 sec.

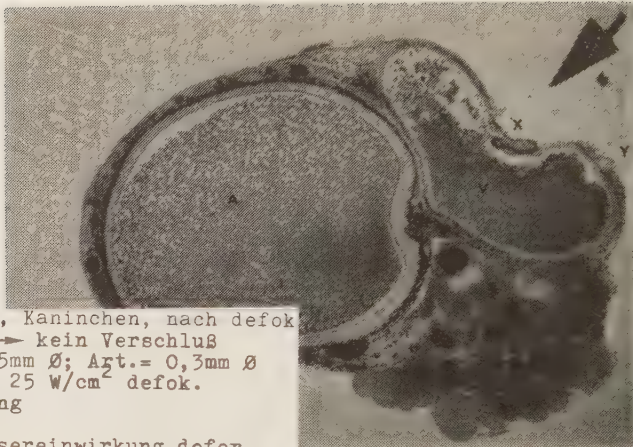


Abb. (26) Mesenterialgefäße, Kaninchen, nach defok.
Bestrahlung → kein Verschuß
Präp. 29: Ven= 0,5mm Ø; Art.= 0,3mm Ø
3 W, 1/2 sec, ca. 25 W/cm² defok.
Toluidinblaufärbung

Übersicht:

(V) Vene unter Lasereinwirkung defor-
miert, aber nicht eröffnet

(A) Arterie

(Pfeil) Richtung des Laserstrahls

(X) Ausschnitt s. Abb. (27)

(Y) " s. Abb. (28)

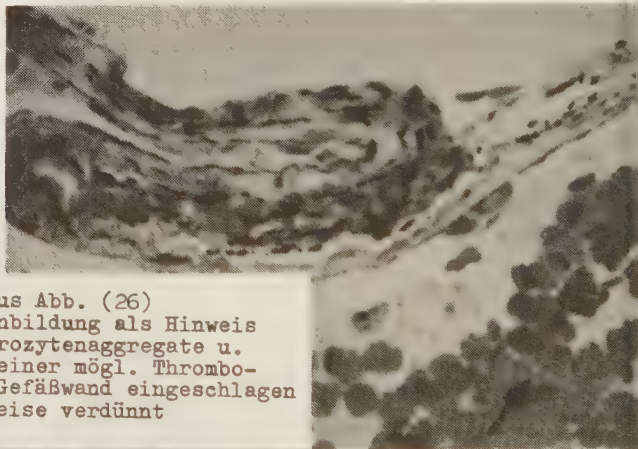


Abb. (27) dto, Ausschnitt aus Abb. (26)
(Pfeil) Geldrollenbildung als Hinweis
für Erythrozytenaggregate u.
Vorstufe einer mögl. Thrombo-
sierung; Gefäßwand eingeschlagen
und teilweise verdünnt

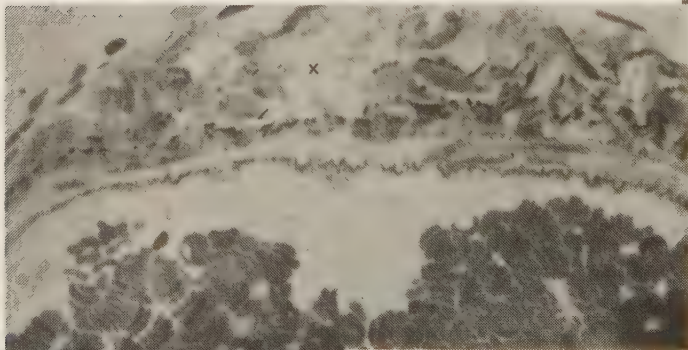


Abb. (28) dto, Ausschnitt aus Abb. (26)
(X) Auflockerung der Gefäßwand
Elastica interna weitgehend unveränd.

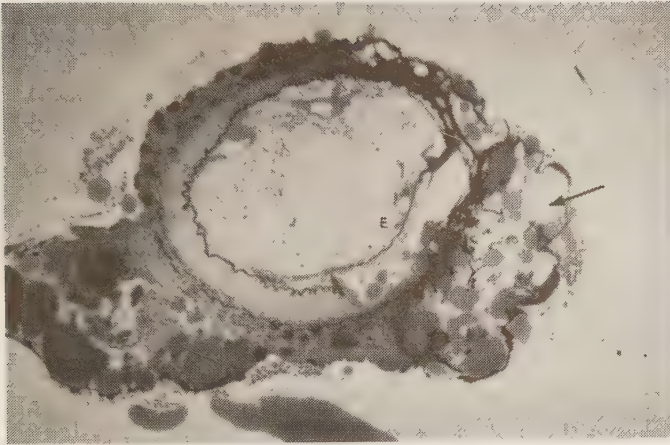


Abb. (29) Mesenterialvene, Kaninchen, nach defok.
Bestrahlung —————> koagulierender Schnitt
Präp. 23a: Ven = 0,6 mm Ø
6 W, 2 sec, ca 50 W/cm² defok.
Toluidinblaufärbung
Peripherie der Lasereinwirkung
(E) aufgespannte Elastica Interna
(Pfeil) blasige Auflockerung der
Adventitia mit ausgefälltem Eiweiß;
Media aufgelöst

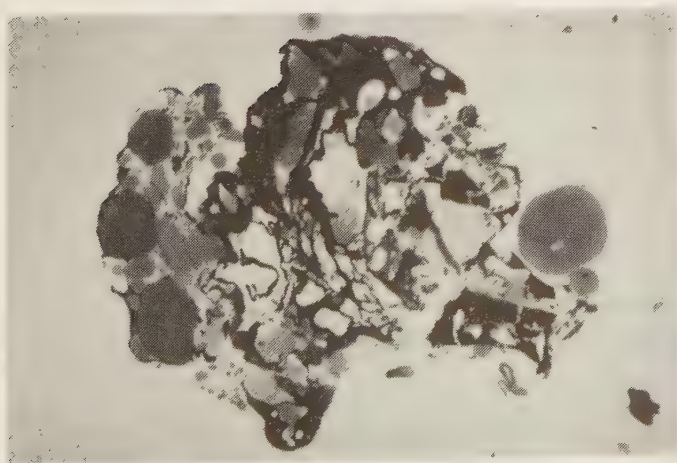
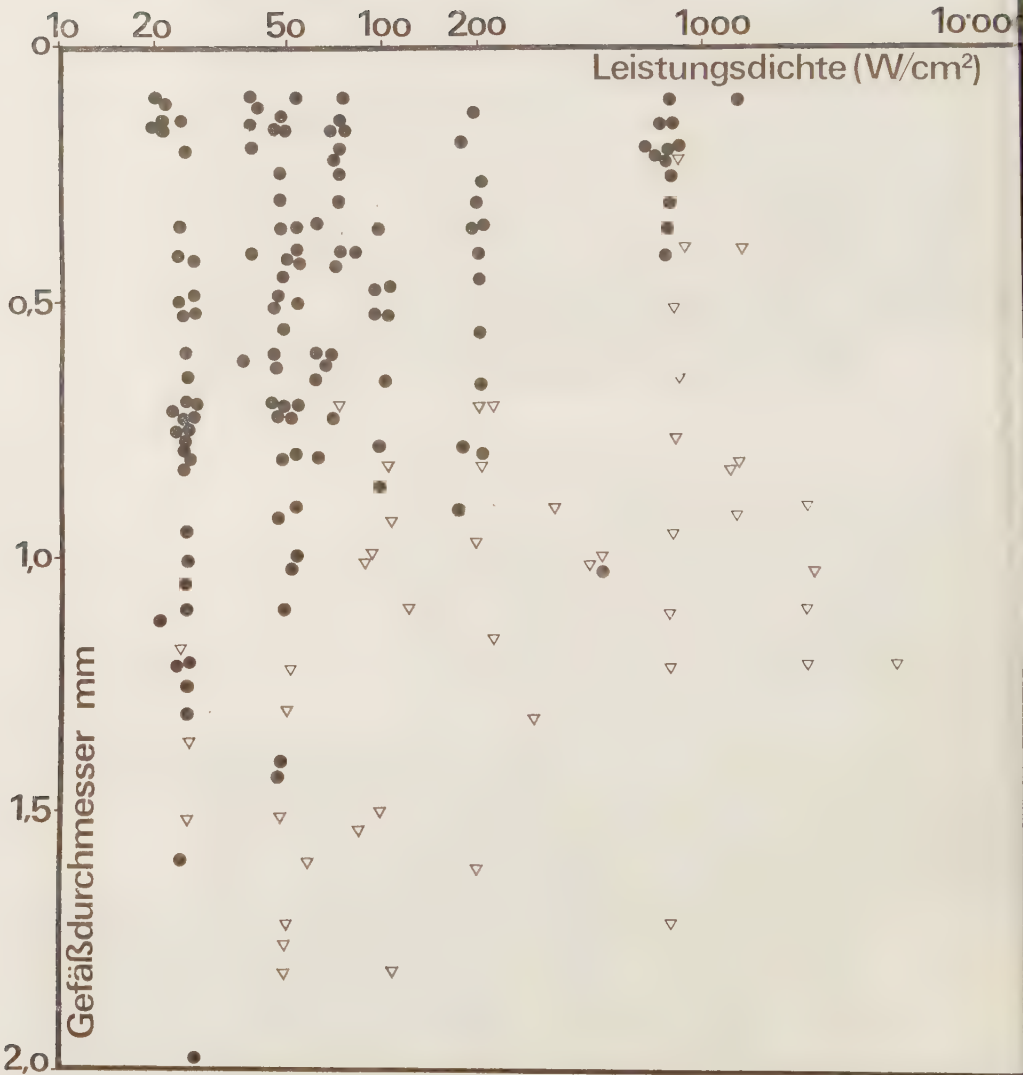
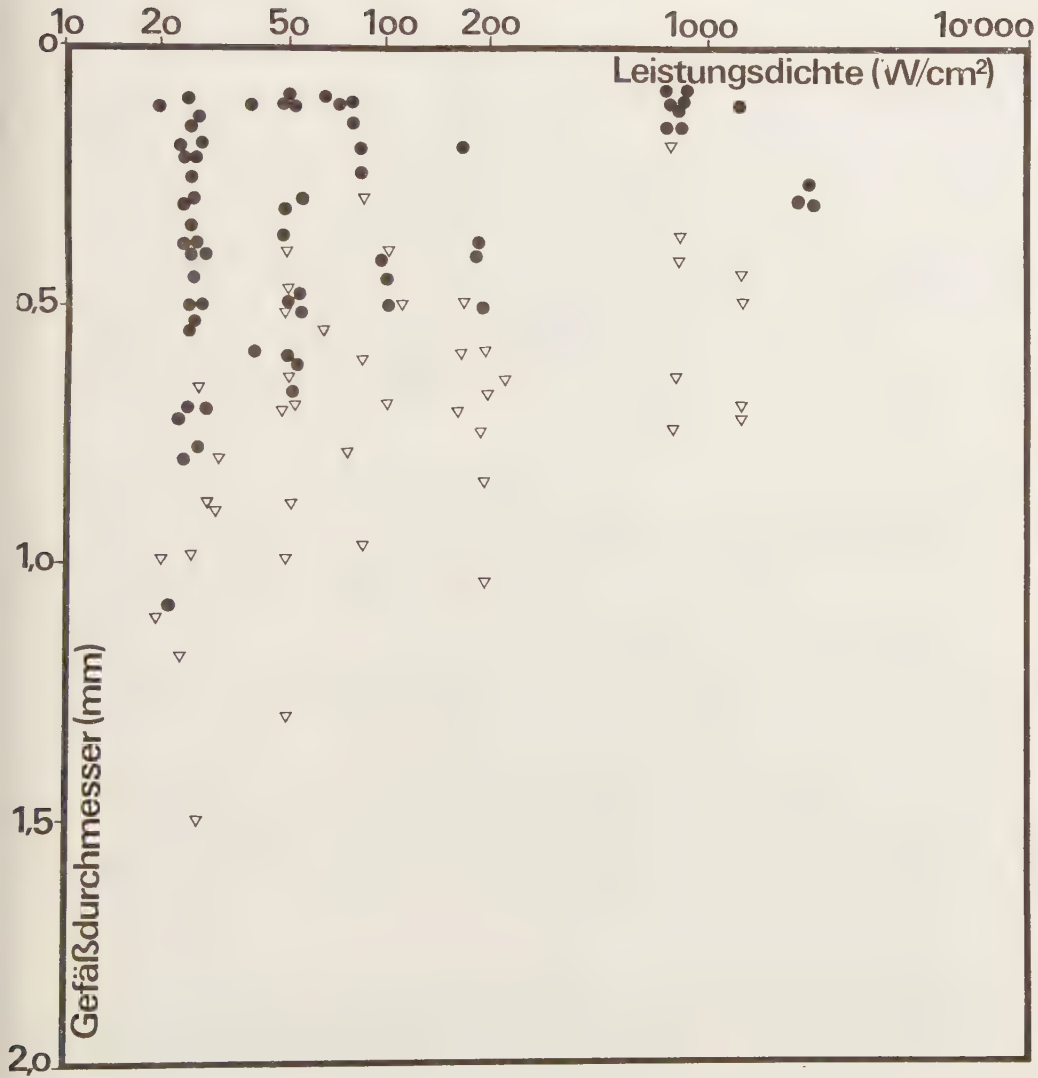


Abb. (30) dto
Zentrum der Lasereinwirkung:
Völlige Destruktion des Gefäßes ohne
rekonstruierbares Lumen mit Karbonisations-
gerüst u. labyrinthartigen Hohlräumen
(Restlumen?/Blasenhöhlen)



Figur 1 (Mesenterialvenen, Kaninchen)

Koagulationen (•) und Blutungen (▽) nach CO₂-Laser-Bestrahlung
in Abhängigkeit von Gefäßdurchmesser und Leistungsdichte



Figur 2 (Mesenterialarterien, Kaninchen)

Koagulationen (•) und Blutungen (▽) nach CO₂-Laser-Bestrahlung
in Abhängigkeit von Gefäßdurchmesser und Leistungsdichte

III.3. "Große Gefäße"

III.3.1. Allgemeines

Als solche verstehen wir hier Aorta abdominalis, Vena cava inferior, Iliakal - und Renalgefäße gleich welchen Durchmessers bei Bestrahlung, Mesenterialvenen über 1,5 mm und Mesenterialarterien über 1,0 mm Ø.

Auf Grund des schwerwiegenden Eingriffs in die Durchblutungsverhältnisse wurden diese Gefäße erst nach Beendigung der Koagulationsversuche an den kleineren Gefäßen des Mesenterialsitus bestrahlt.

III.3.2.

Beschreibung des Modells

Die Gefäße wurden aus ihren gemeinsamen Bindegewebshüllen freipräpariert und getrennt, so daß einige Zentimeter geraden Gefäßverlaufs ohne abgehende Äste bestrahlt werden konnten.

III.3.3.

Wahl des Modells

Hier, an den größten Gefäßdurchmessern, sollten die Grenzen des CO₂-Lasers für die Gefäßkoagulation aufgedeckt werden.

Hinsichtlich Anatomie, Bestrahlungseffekt und Koagulierbarkeit waren keine Unterschiede zwischen gleichartigen (Durchmesser, Art, Strömungsgebiet) Kaninchen- und Rattengefäßen festzustellen.

III.3.4.

Bestrahlungstechniken

Bei den vorliegenden Gefäßkalibern durfte man nicht mehr davon ausgehen, daß Koagulationen mit herkömmlicher Bestrahlungstechnik zu erzielen wären.

Da erhebliche Blutungen zu befürchten waren, vor denen auch die Laserlinsen geschützt werden mußten (Gefahr bei spritzenden Blutungen!), wandten wir verschiedene Bestrahlungstechniken an, die darauf abzielten,

- a) die Durchblutung bzw. die Gefäßdurchmesser zu verringern: Dies geschah durch Spannen der Gefäße auf den Branchen geeigneter Instrumente oder durch einseitiges, gelegentlich auch beidseitiges Abklemmen der Gefäße während der Dauer der Bestrahlung. Nach der Bestrahlung wurden die Klemmen gelöst;
- b) die bestrahlte Gefäßoberfläche zu vergrößern, um damit auch das "Festfressen" des Laserstrahls (s. u.) zu verhindern. Hierzu wurde der Laserstrahl auf dem Gefäß hin- und hergeschwenkt ("Wedeln").

III.3.5. Ergebnisse

III.3.5.1. Koagulationsablauf

Nach dem initialen, meist ausgeprägten Schrumpfungsvorgang kam es bei Leistungsdichten um $25 - 50 \text{ W/cm}^2$ entweder zu raschem Schnitt der Gefäße, wobei sich die Karbonisationen in Grenzen hielten (als Bestrahlungseffekt traten Blutungen auf durch Querschnittseröffnung oder aber dauerhafte Koagulationen mit verbacken-verklebten, "verschweißten" Gefäßstümpfen). Starke Anschwellung des stärker druckbelasteten Stumpfes im bestrahlten Bereich war dann zu beobachten [vgl. Abb. (33), S. 59, sowie Abb. (43), S. 28] ; oder unter Rauchentwicklung und lautem Knallen zu starken Karbonisationen und Verschorfungen. Der Koagulations- und Schnittprozeß kommt dabei zum Erliegen; auch durch fortgesetzte Bestrahlung (bis 40 sec!) läßt sich ein positiver Effekt nicht erzwingen: Das Gefäß wird, sofern nicht weiterer Blutaustritt dies verhindert, weitgehend ausgeglüht, d. h. der Laserstrahl "frißt sich fest" [vgl. Abb. (32), S. 59]

Erst nach Reinigung der Gefäßwand von den verschorften und verkohlten Schichten kann der Koagulationsprozeß wie oben geschildert zu Ende geführt werden.

III.3.5.2. Analyse der Be- strahlungsergebnisse

Insgesamt wurden 61 große Gefäße bestrahlt; bei 14 von 31 Venen und bei 9 von 30 Arterien konnten - meist mit den speziellen Techniken - blutungsfreie Laserschnitte erzeugt werden [s. Tab. (2), S. 5].

Eine Analyse der Koagulationen ergibt folgendes Bild:

III.3.5.2.1. Venen

Insgesamt 14, davon 10 mit besonderer Technik und 4 mit gewöhnlicher Bestrahlung:

Gefäß	$\emptyset$ (mm)	p (W/cm ²)	t (sec)	$q = \frac{\text{Strahl}\emptyset}{\text{Gefäß } \emptyset}$
(1) v. renalis	1,5	80(!)	3,5	1,8
(2) V. cava	2,0	25	4	3 (leichte
(3) v. cava	1,2	25	2,6	5 Nachblutung)
(4) v. cava	1,6	25	18+15(!)	4

Es handelt sich also um relativ kleine Gefäßdurchmesser, beim größten Gefäß trat bereits eine leichte Nachblutung ein.

III.3.5.2.2. Arterien

Insgesamt 8, davon 7 mit besonderer Technik und 1 mit gewöhnlicher Bestrahlung:

(1) a. mesent.	1,1	25	6,6	6
----------------	-----	----	-----	---

Über die größten koagulierbaren Gefäßdurchmesser s. a. S. 44.

Dies zeigt, daß bei Ausschaltung der Durchblutung bzw. des Blutdrucks im bestrahlten Gebiet und einer Optimierung der Bestrahlungstechnik Koagulationen auch an größeren Gefäßkalibern produzierbar sind.

Ein besseres Verständnis des Verschlußvorganges mag andererseits für manche heute noch überraschende Blutung eine Erklärung liefern.

III.3.5.3.
Histologische
Ergänzungen

In den Stufenschnitten zeigte sich eine zunehmende thermische Läsion mit Auflösung der Gefäßstruktur.

Der Umfang der thermischen Schädigung reicht (in Korrelation zur zunehmenden Entfernung vom Laserfokus) von Gefäßwanddeformierungen mit Umschlagen eines Teils der Gefäßwand [vgl. Abb. (26), S. (50)] bzw. zum Kontakt gegenüberliegender Gefäßwandabschnitte [Abb. (38), S. 62] - wodurch eine drastische Lumenverkleinerung erzielt wird - bis zu abgestuften Destruktionen der einzelnen Gefäßwandschichten [vgl. Abb. (36), S. 61].

Am wenigsten verändert erschienen Adventitia, Elastica externa und Elastica interna, während die Muscularis media und die Intima wie auch die Endothelauskleidung eher thermisch "sensibel" erscheinen.

Regelmäßig wiederkehrende "Elemente der Destruktion" sind

- zirkuläre Gewebszerreißen, die bis zur Bildung von Kavernen führen [vgl. Abb. (37), S. 61], und sich z. T. nach den elastischen Komponenten zu orientieren scheinen [vgl. Abb. (41), S. 63].
- Blasenbildungen in den Gefäßwandschichten sowie im Lumen [vgl. Abb. (39), S. 62], z. T. mit Eiweißausfällungen bzw. Fibrinausscheidungen.
- Thrombusäquivalenten, die z. T. aus verschiedenen Komponenten zu bestehen scheinen [vgl. Abb. (42), S. 63].

- z. T. aus homogenisierten Erythrozyten-
aggregaten sowie aus Eiweißausfällungen
und Fibrinbälkchen [vgl. Abb. (35), S. 60].
- Gefäßwandhomogenisierungen, so daß oft nur
noch Zellumrisse und Kernschatten zu er-
kennen sind.
- Karbonisiertes Material, das als thermisch
resistente Substanz Stützfunktion für die
in Auflösung begriffene Gefäßwand zu ge-
winnen scheint [vgl. Abb. (30), S. 51] .

Die abgestufte longitudinale Destruktion
eines bestrahlten Gefäßes wird überlagert durch
eine abgestufte zirkuläre Schädigung, wobei es
zu Gefäßwandverdünnungen bis zur Ruptur (in-
folge Gewebsabtragung oder auf Grund von me-
chanischen Spannungen) kommt [vgl. Abb. (36),
S. 61] .

Gelegentlich kommt es auch zu zirkulärer
Schrumpfung, was bei kleineren Gefäßen (etwa
unter 1 mm Ø) einen optimalen Gefäßverschluß
zur Folge hat [vgl. Abb. (50), S. 72] .



Abb. (31) Aorta und Cava (Kaninchen) nach
Präparation (1,7mm Ø bzw. 1,9mm Ø)



Abb. (32) Aortenstumpf: starke Verkohlung
Strahldurchmesser 4 mm
Leistungsdichte ca. 30 W/cm²
Bestrahlungszeit 45 sec(!) gewedelt



Abb. (33) Cavastumpf: "ödematöse Verquellung"
Strahldurchmesser 4 mm
Leistungsdichte ca. 30 W/cm²
Bestrahlungszeit 15 sec, gewedelt

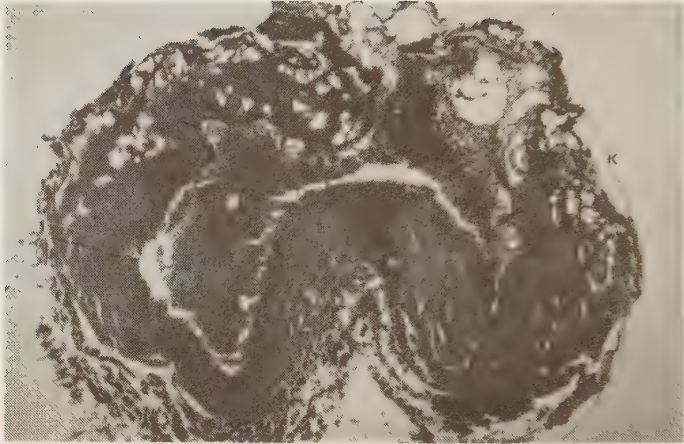


Abb. (34) V. cava, Kaninchen : Defok. Bestrahlung: —————> Blutung
Präp. 119, Cava $\varnothing$ = 1,8mm; HE-Färbung
Leistungsdichte ca. 50W/cm² bei 3W, 4sec. defok.
relativ dickwandiges Gefäß mit eingeengtem
Lumen durch Gefäßwandeinstülpung;
trotz massiver Zerstörung der Wandstruktur
im abgebildeten Bereich kein Blutaustritt
(K) oberflächl. Karbonisationen
(X) Gewebsspalten in der Gefäßwand
(Y) denaturiertes Serum mit Erythrozyten-
Detritus im Restlumen

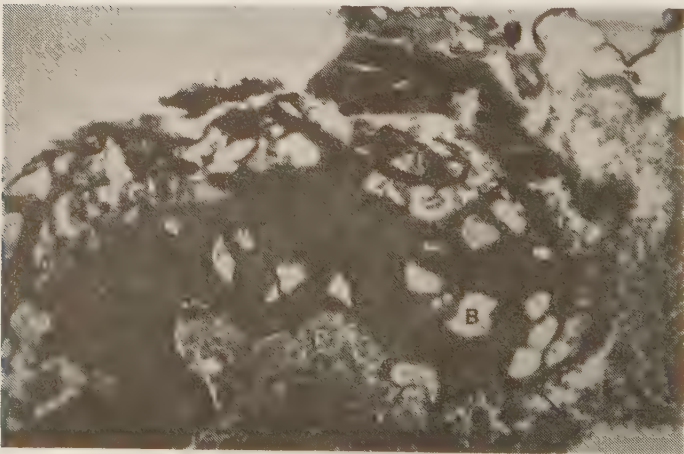


Abb. (35) dto, Ausschnitt aus Abb. (34)
(B) Gasblasen, teilweise mit Erythrozyten durchsetzt
(F) fädige, korallenstockartige Fibrinaustritte
(W) amorphe Gefäßwand ohne erkennbare Bestandteile,
teils noch Kernschatten

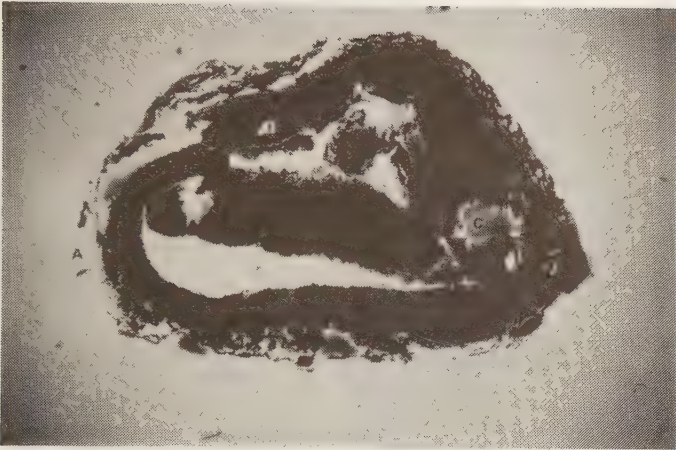


Abb. (36) Aorta, Kaninchen: defok. Bestrahlung —→ Blutung
Präp. 148, Aorta $\varnothing = 2,3\text{mm}$, HE-Färbung
Leistungsdichte ca. 50W/cm^2 bei 3W, 5sec. defok.
segmental unterschiedlich ausgeprägte Gefäßwand-
läsionen
(a) Wandverdünnung unter oberflächlicher
Verschorfung
(b) Wandauffreibung unter deutlich karbonisierter
Oberfläche
(c) zystischer Defekt in der Media, gefüllt mit
eiweißreichem Inhalt

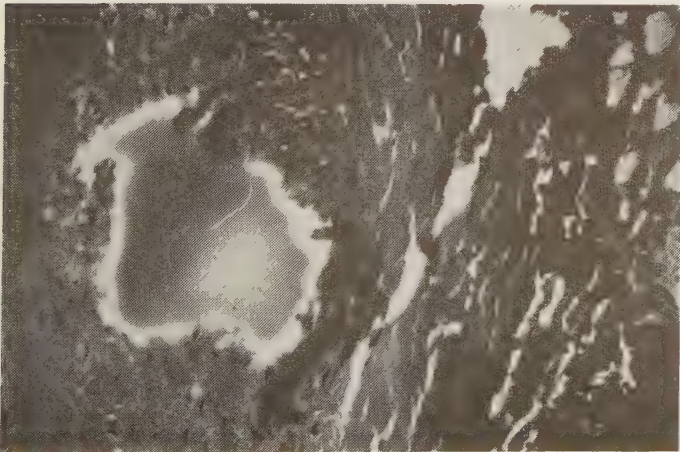


Abb. (37) dto, Ausschnitt aus Abb. (36)
Gewebszerreißung (Kavernenbildung)
in dem Spaltraum hat sich eiweißreiche
Gewebsflüssigkeit angesammelt



Abb. (38)

Aorta, Kaninchen, defok. Bestrahlung
→ koagulierender Schnitt

Präp. 404, Aorta $\varnothing = 2,3\text{mm}$; HE-Färbung
Leistungsdichte, ca. $25\text{W}/\text{cm}^2$ bei 8W,
20(!)sec. defok.

Sehr dickwandiges, muskelstarkes Gefäß mit
maximaler Lumeneinengung in der unteren
Hälfte - die gegenüberliegenden Gefäß-
wände berühren sich fast.

Im oberen Anteil

- (E) Auftreten von Erythrozytenaggregaten
- (G) randständigen Gasblasen
- (F) fädige korallenstockartige Fibrin-
ausfällungen
- (T) innerhalb der Erythrozytenmasse findet
sich eine Art Thrombusbildung
- (W) Gefäßwandhomogenisierung
- (S) Gewebsspalten



Abb. (39) dto, Ausschnitt aus Abb. (38)

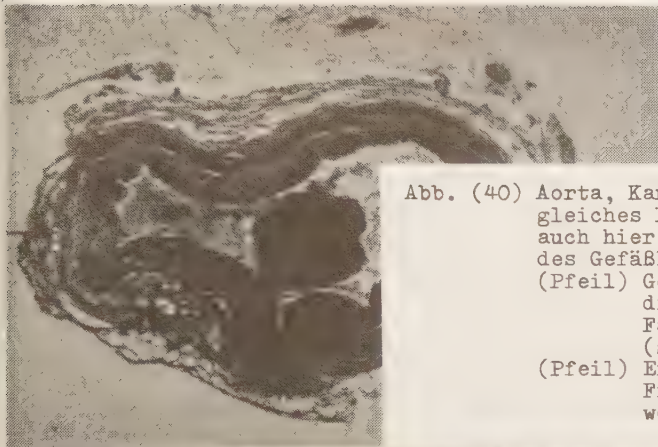


Abb. (40) Aorta, Kaninchen
gleiches Präp (404) wie auf Abb. 38
auch hier (beginnende) Deformierung
des Gefäßlumens
(Pfeil) Gewebsserreißen, -spalten
die sich vermutlich nach dem
Fasergerüst orientieren
(s. Ausschnitt Abb. (41))
(Pfeil) Eiweißausfällungen mit plumpen
Fibrinbälkchen führen zu
weiterer Lumenverlegung



Abb. (41) Ausschnitt aus Abb. (40); s. Pfeil)
mit den offensichtlich an Faserelementen
orientierten Zerreißen

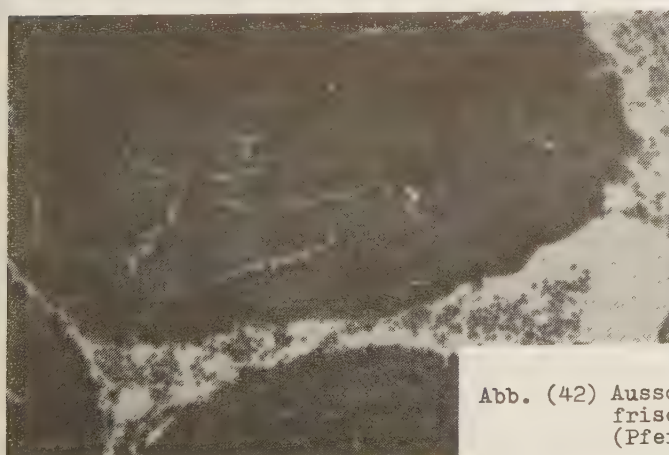


Abb. (42) Ausschnitt aus Abb. (40); s. Pfeil)
frische Thrombusbildung
(Pfeil) Granulozyten

III.4. Lumbalgefäße der Ratte

III.4.1.

Anatomie und Präparation

Die v. lumbalis entspringt rechts lateral aus der v. cava inferior unterhalb der v. renalis; die rechte a. lumbalis entspringt aus der Aorta abdominalis, überkreuzt die Cava und nähert sich auf dem m. psoas der Vene. Kaudal von dieser verläuft sie in einer gemeinsamen Bindegewebsschicht von medio-kranial nach lateral-kaudal, wo sich die Gefäße nach Abgabe feiner Muskeläste am Rande des Psoas aufteilen [vgl. Abb. (44), S. 28].

Links mündet die Vene meist ebenfalls in die Cava, in einigen Fällen aber auch in die v. renalis. Gelegentlich verläuft unterhalb der linken Lumbalarterie eine zusätzliche schwache Vene über den Psoas.

Die Gefäße wurden in üblicher Weise freipräpariert und getrennt, in ihrer natürlichen Lage auf dem Muskel und in ihrem gewöhnlichen Spannungszustand belassen, so daß die Durchblutungsverhältnisse gewahrt blieben [s. Abb. (48), (52), S. 72/73, vgl. Abb. (45), S. 71].

Der Ureter, der die Lumbalgefäße überkreuzt, wurde geschont und vor der Bestrahlung verlagert.

Da der Strahldurchmesser meist wesentlich grösser war als der gemeinsame Durchmesser von Arterie und Vene, konnten die Gefäße in der Regel gemeinsam bestrahlt werden.

III.4.2.

Wahl des Modells

Die Lumbalgefäße der Ratte eignen sich für manche Koagulationsversuche besonders gut. Neben ausgesprochener Robustheit und leichter Präparierbarkeit bieten sie den Vorteil, in praktisch gleicher Kaliberstärke (v. lumbalis 1,2 - 1,4 mm Ø, a. lumbalis 0,35 - 0,45 mm Ø) paarig vorhanden zu sein.

Dies erlaubt die Erprobung zweier verschiedener Bestrahlungsarten im direkten Vergleich. Da die Gefäße ohne Nachteil für die Tiere auszuschalten sind, führten wir hier auch Überlebensversuche durch. Koagulationserfolge waren am sichersten am Modell der Lumbalgefäße zu reproduzieren. Einziger Nachteil in unserem Versuchsplan war die Uniformität der Gefäßkaliber.

III.4.3. Ergebnisse

III.4.3.1. Sofortpräparate

Der Schrumpfungsvorgang war an den Lumbalvenen am ausgeprägtesten zu beobachten [vgl. S.71, Abb.(45,46)].

III.4.3.1.1. Defokussierte Bestrahlung

		Ø vor Bestrahlung	Ø nach Bestrahlung
Beispiel (10)	Vene	1,40 mm Ø	0,2 mm Ø
" (11)	"	1,45 "	0,3 "
" (12)	Arterie	0,40 "	0,3 "

-Koagulationsablauf

Während der defokussierten Bestrahlung wird das Blut ausgetrieben, so daß das Lumen zunächst zu verschwinden scheint; nach der Bestrahlung füllt sich - bei unvollständiger Koagulation - wieder ein dünner Blutkanal. Die Gefäßwände erscheinen manchmal ödematös verdickt [s. Abb. (47), S.71; vgl. Abb. (33), S.59]. Zentral und/oder peripher der bestrahlten Stelle ist die Vene gestaut. Die Stauungsbereiche werden durch eine rotbraun verfärbte Blutsäule verbunden und zeigen gelegentlich wandständig schwärzlich verfärbtes Material [vgl. Abb. (21), S. 48]. Entfärbung des Muskels demarkiert das bestrahlte Gebiet. Im Zentrum der Gewebiskoagulation entsteht ein Hitzewabenmuster mit stark verkohlten Stegen [vgl. Abb. (49), S.72].

III.4.3.1.2. Fokussierte Bestrahlung

Bei fokussierter Bestrahlung platzte der Muskel auf, und die Gefäße wurden durchschnitten; meist kam es zu Blutungen aus der Vene. Die Arterie war auch bei fokussiertem Strahl praktisch immer koaguliert, gelegentlich auch die Vene (!) trotz ihres relativ großen Durchmessers (Gefäßspasmus? s.a. S. 105).

Beispiel (13): Gefäß	Ø 1,2 mm (Vene)	Strahl	Ø 0,4 mm
"	Ø 0,35 " (Arterie)	"	Ø 0,4 "

III.4.3.2.

Kurzzeitüberlebens-
versuche

III.4.3.2.1.

Allgemeines

Sie wurden an den Lumbalgefäßen der Ratte durchgeführt, um

1. Befunde an laserbestrahlten Gefäßen in ihrer Zeitabhängigkeit zu gewinnen,
2. Verträglichkeit, Dauerhaftigkeit bzw. Qualität der CO₂-Laser-induzierten Koagulation beurteilen zu können.

Zu diesem Zweck wurden bei 5 Ratten die Lumbalgefäße beidseits bestrahlt; derart, daß jeweils am linken Situs mit möglichst geringer Expositionsdauer die Gefäße sicher koaguliert erschienen, ohne daß eine Zusammenhangstrennung der Gefäße entstand; am rechten Situs wurde so lange bestrahlt, bis eine Zusammenhangstrennung durch Vaporisation der Gefäße bzw. Karbonisation erfolgte ("koagulierender Schnitt"). Dies zog den unter den Gefäßen liegenden Muskel stark in Mitleidenschaft [vgl. Abb. (49), S. 72]. (Letzte bindegewebige Brücken mußten dennoch vereinzelt mit der Schere durchtrennt werden, [vgl. Abb. (70), S. 78].

Die für die Überlebensversuche bestimmten Tiere wurden chirurgisch versorgt und nach 2, 9, 18 und 28 Tagen der Untersuchung zugeführt.

Die bestrahlten Situs wurden makroskopisch beurteilt und das bestrahlte Gebiet in toto nach ausreichender Vorfixierung (s. S. 9) für die histologische Untersuchung entnommen.

III.4.3.2.2.
Makroskopische
Beobachtungen

Die Ergebnisse der makroskopischen Beurteilung sind zusammengefaßt in Übersichtstabelle (3), S. 70.

Als wichtigstes Ergebnis der Kurzzeitüberlebensversuche muß die starke Rekanalisationsneigung CO_2 -bestrahlter Gefäße gelten! Erstdurch vollständige Zusammenhangstrennung ist die Rekanalisation zu vermeiden.

Folgende Feststellungen sind darüber hinaus von Bedeutung:

- Nachblutungen oder Embolien traten nicht auf,
- CO_2 -verlasertes Gewebe zeigt gelegentlich eine sehr starke „entzündliche Reaktion“, die aber im Laufe des Heilungsprozesses makroskopisch voll reversibel erscheint [s. Abb. (63), S.76), vgl. Abb. (64), S.76 und Abb. (83), S. 82].

III.4.3.2.3.
Histologische Ergänzungen

Im F r ü h s t a d i u m waren die histologischen Befunde nach CO_2 -Laser-Einwirkung unmittelbar nach dem Eingriff auf Blasenbildung im Gewebe beschränkt, während das Gewebe perifokal sonst noch nicht wesentlich verändert erschien und auch noch normale Anfärbbarkeit der Kerne gegeben war. Im Zentrum der thermischen Einwirkung kam es zu konglomeratartigen Gebilden mit großen Gasblasen ohne definierbare Einzelbestandteile [Abb. (50), (51), S.72] .

Das histologische Bild des Venenverschlusses nach koagulierendem Schnitt gleicht weitgehend dem des üblichen Verschlußvorganges: Waben- bzw. labyrinthartige Auflösung der Gefäßwand ohne erkennbares Restlumen, aber mit vielen Hohlräumen.

Beim Arterienverschluß spielt offensichtlich noch ein überlagernder zirkulärer Schrumpfvorgang, evtl. auch eine Wandquellung eine Rolle, der zur vollständigen präfokalen Austreibung des Gefäßinhaltes führt [s. Abb. (50), S. 72].

Nach 2 Tagen waren die Gefäßwände verquollen und frei von angefärbten Kernen [Abb. (57), S. 74]. Die oberflächliche Muskelschicht war ebenso offensichtlich nekrotisch. In der tieferen Muskelschicht waren die Muskelfasern schollig zerfallen und von einer schütterten Infiltration aus Monozyten und Granulozyten durchsetzt. Vereinzelt fanden sich in den oberflächlichen Schichten Karbonisationsschollen.

Nach 9 Tagen fand sich eine ausgeprägte entzündliche Reaktion in der oberflächlichen Muskelschicht [Abb. (64), S. 76], die koagulationsnekrotische Muskelfaserreste scheidenförmig umgab, wobei in den vorliegenden Schnitten Gefäße nicht sicher zur Darstellung gelangten (Artefakt?).

Nach 18 Tagen bestand noch ein Narben-Bezirk mit Muskel- und Fremdkörperriesenzellen, die Venen waren teils durchgängig, einige zeigten unregelmäßige Konfigurationen; an der Arterie war das Lumen durch ein bindegewebiges Wandpolster eingeengt oder verlegt, ein Teil der Arterien zeigte Rekanalisation mit einem oder mehreren erythrozytengefüllten Lumina [Abb. (79), S. 81].

Nach 28 Tagen waren die Arterien kollabiert und obliteriert bzw. in Rekanalisation begriffen, aber streckenweise immer noch von Thromben durchsetzt [s. Abb. (84), S. 82]. Die makroskopisch sich in offensichtlicher Rekanalisation befindlichen Gefäße zeigen histologisch also je nach Schnittstelle und zeitlichem Abstand zur Bestrahlung ein buntes Bild:

- ektatische Venen mit z. T. noch thromben-ähnlichen Erythrozytenaggregationen
- wirre Durchmischung von Gefäßwandanteilen (Intima, Elastica interna, Media) mit Gefäßinhalt (Fibrinausfällungen, Erythrozytenkonglomerationen); vgl. Abb. (60)(61), S. 75
- zwiebelschalenförmige Ablösung von Gefäßwandschichten
- Bildung mehrerer Rekanalisationslumina bzw. sistierende Lumenausgüsse bis hin zur völligen
- bindegewebigen Umwandlung bzw. Auflösung der Gefäße.

III.4.3.3. Langzeit- überlebensversuche

Um die Verträglichkeit der Laserbestrahlung auf den Gesamtorganismus beurteilen zu können, und um das Ausmaß der lokalen Schädigung nach Abklingen der Akutreaktionen abschätzen zu können, wurden einige Versuchstiere (Ratten) erst nach einer Zeitspanne von 9 - 15 Monaten seziiert. Hierbei fanden sich makroskopisch immer völlig reizlose Verhältnisse, insbesondere ohne Nachweis von Muskelschädigungen, wobei allerdings die nach Bestrahlung gegebenenfalls mit der Schere durchtrennten Lumbalgefäße stets verschwunden waren.

An den entsprechenden Abgängen oder Einmündungen an Aorta und Cava ließen sich jedoch häufig reizlose Gefäßstümpfe nachweisen.

Mikroskopisch waren die Gefäßstümpfe kollabiert und über ein lockeres Füllgewebe obliteriert, bzw. wiesen noch ein geringes Restlumen auf [s. Abb. (90 a, b), S. 84].

Übersicht (3) Effekte an Lumbalgefäßen im Kurzzeitüberlebensversuch

- | | |
|---|--|
| - sofort nach Koagulierender Schnitt
Bestrahlung (rechter Situs)
Abb. (49), S.72
Arterie u. Vene durchschnitten,
verkohlte Gefäßstümpfe
- starke Muskelkarbonisationen | Koagulation
(linker Situs)
Abb. (53), S.73
Arterie u. Vene nicht mehr
durchgängig, Vene stark verer-
geringe Muskelschädigung |
| - nach 2 Tagen Abb. (56), S.74
- Gefäßstümpfe deutlich ge-
trennt, livide verfärbt
u. ödematös verquollen | Abb. (59), S.75
Vene noch stark verengt, ent-
zündlich verändert, beide
Gefäße aber wieder offensicht-
lich durchgängig bzw. in
Rekanalisation begriffen |
| aus dem mesenterialen Bindegewebe
sprießen Gefäßneubildungen in den
bestrahlten Bereich ein vgl. Abb. (59) | |
| - nach 9 Tagen Abb. (63), S.76 | Abb. (67), S.77
stark ausgeprägte Entzündungszeichen
(mächtige Entzündungshügel, in denen
die Gefäße bzw. ihre Stümpfe verschwinden) |
| - nach 18 Tagen Abb. (71/72), S.78
- Gefäße im Fokusbereich der
Bestrahlung verschwunden bzw.
bindegewebig umgewandelt
(als "Gefäßschatten" ehema-
liger Verlauf noch erkennbar) | Abb. (76/77), S.80
- Vene erscheint wieder durch-
gängig, aber noch entzündlich
verändert; leicht geschlän-
gelter Verlauf
- Arterie von zentral her in
Reorganisation begriffen;
peripher markiert ein reis-
korngroßer Thrombus die
Stelle, wo das Gefäß noch
nicht wieder durchgängig
geworden ist
- kaum Verwachsungen |
| - starke Verwachsungen
- kaum noch Karbonisationen
- Muskel regeneriert | |
| - nach 28 Tagen Abb. (83), S. 82
- die alten Gefäße sind neben
den Gefäßneubildungen nicht
mehr sicher identifizierbar | Abb. (87), S. 83
- Arterie nicht sicher auffir-
Vene erscheint wieder durch-
gängig, mit ungleichmäßigen
Gefäßdurchmesser und etwas
geschlängeltem Verlauf;
zusätzlich: Venenneubildung |
| - noch einige wenige nicht
abgeräumte Karbonisationsreste | |

Mikroskopische Beobachtungen siehe Text S. 67 ff.

o. (45) Lumbalvene ($\varnothing$ 1,2 mm) vor Bestrahlung

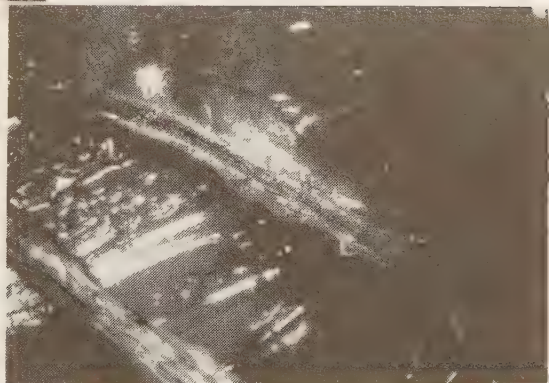
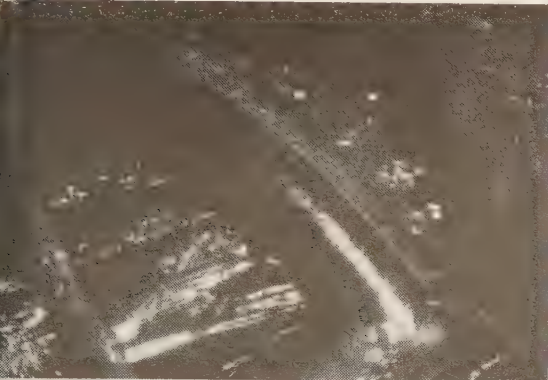


Abb. (46) Dasselbe Gefäß nach Bestrahlung:
Maximaler Schrumpfeffekt, keine
Karbonisationen

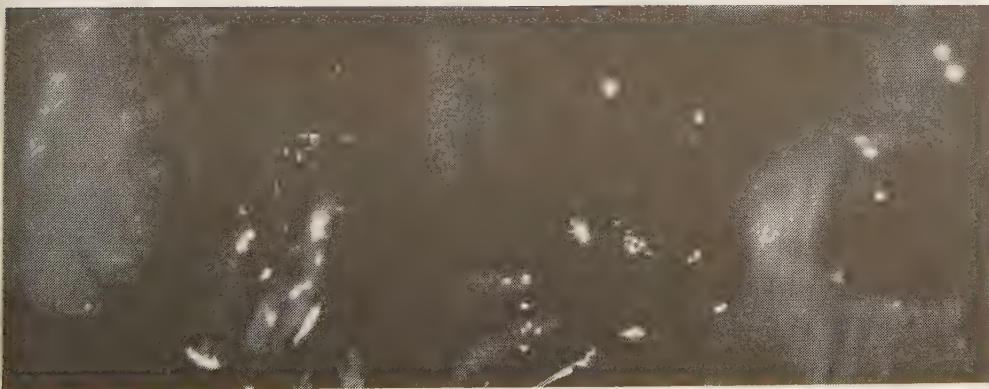


Abb. (47) Typische Lumbalgefäßstümpfe:
"ödematöse Verquellung"
(ca. 75 W/cm²; 5 x 1/10 sec)

Abb. (48) Lumbalsitus rechts nach Präparation

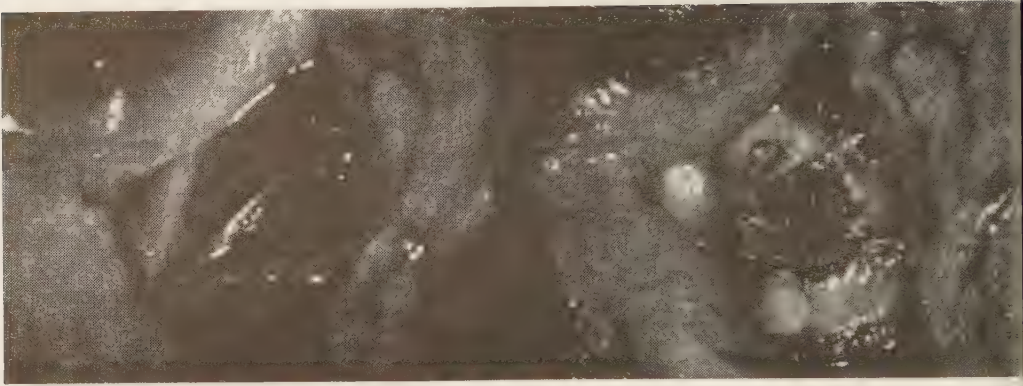


Abb. (49) Derselbe Situs nach Bestrahlung:
Koagulierender Schnitt
(starke Verkohlung)

Strahldurchmesser 6,3 mm Ø

Leistungsdichte ca. 25 W/cm²

Bestrahlungszeit 1 x 1 sec + 3 x 2 sec

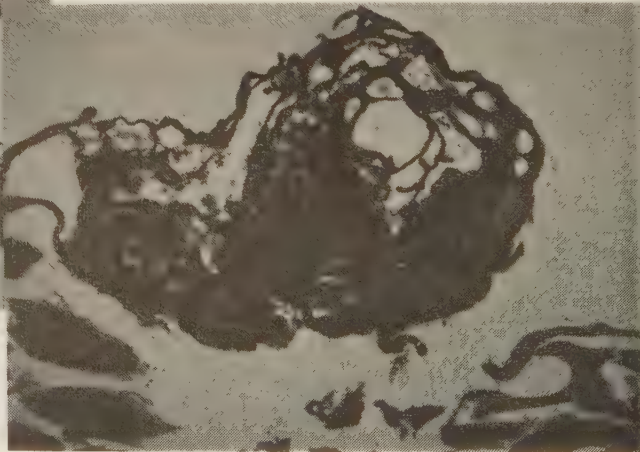
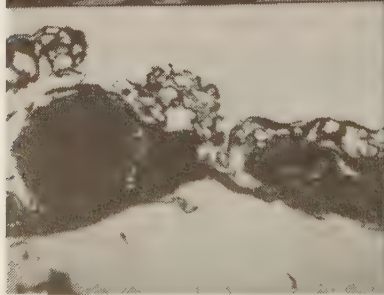
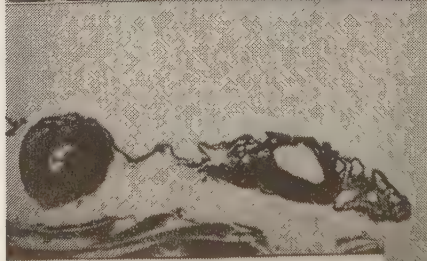


Abb. (50)

Stufenschnittserie

unten: art. Gefäßlumen vollständig verschlossen
zirkuläre Kontraktion

oben: Auflösung der Gefäßstümpfe in ein laby-
rinthartiges Kammer-System aus Hohlräume
Karbonisationsstegen u. Fibrinausfällung



Präp. 340
Lumbalsitus Ratte
Sofortpräparate: koagulieren-
der Schnitt

Abb. (51) Dasselbe Präparat; Vergrößerung
→ Gewebsspalten, Gasblasen Gefäßwandhomo-
genisierung

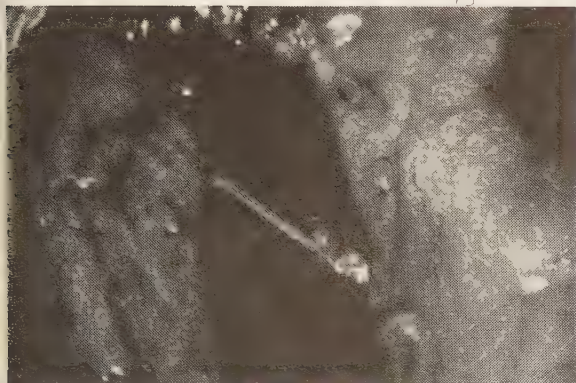


Abb. (52) Lumbalsitus links nach Präparation

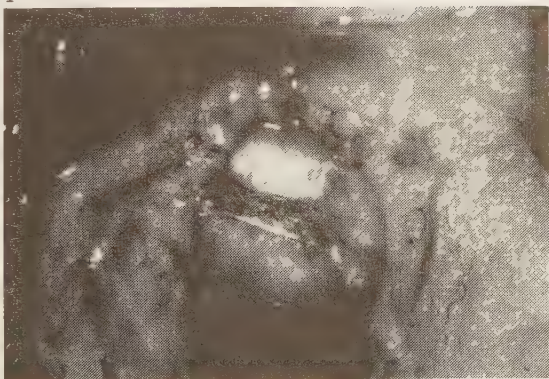


Abb. (53)

Derselbe Situs nach Bestrahlung:

Koagulation

Strahldurchmesser 6,3 mm Ø

Leistungsdichte ca. 25 W/cm²

Bestrahlungszeit 2 x 1 sec



Präp. 341
Lumbalsitus Ratte
Sofortpräparate:
Koagulation

Abb. (54) relativ großkalibriges, vermutlich art. Gefäß
der Schnitt dürfte präfokal, in der Peripherie
des Bestrahlungsfeldes liegen
(Pfeil) längliche, kristallartige Ausfällungen
im Lumen (Fibrin? Cholesterin?)
(X) Elastica interna abgehoben,
Erythrozytenaggregationen

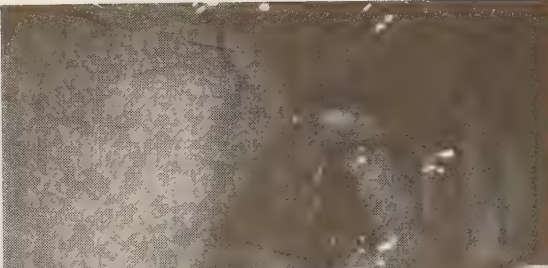


Abb. (55)
Lumbalsitus rechts nach Bestrahlung
koagulierender Schnitt
Strahldurchmesser 6,3 mm $\varnothing$
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 5x1 sec.

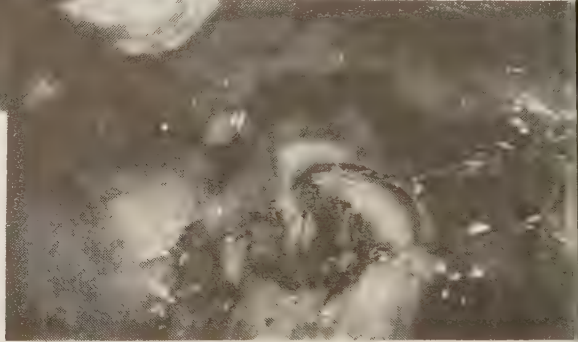
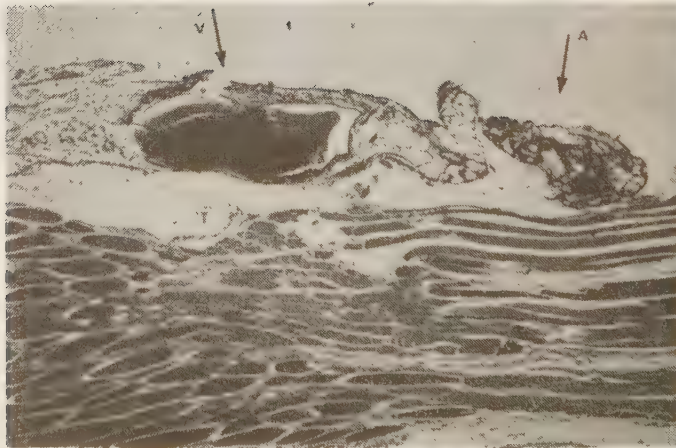


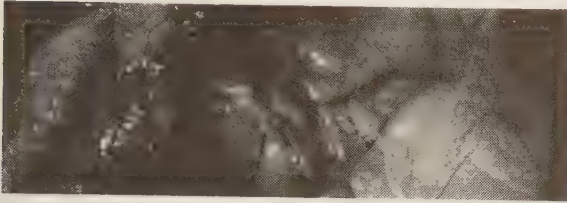
Abb. (56) derselbe Situs nach 2 Tagen Überlebenszeit



Präp. 343
Lumbalsitus Ratte
2 Tage Überlebenszeit

Abb. (57) rel. große Gefäßlumina mit Gefäßverschluß
ohne Blutung, umgeben von lockerem blasen-
reichen Bindegewebe
(A) Arterie: hochgradige Wanddestruktion mit
Karbonisierung u. Blasenbildung
Verschluß über gekammerte Blasen,
Fibrin- u. Karbonisationsstege
(V) Vene: Thrombus aus verbackenen Erythro-
zyten u. Fibrinausfällungen
("Lumenausguß")
Verschluß über Thrombusbildung
Gefäßwand verquollen u. frei von
angefärbten Kernen
scholliger Zerfall der Muskelfasern

Abb. (58) Lumbalsitus links nach Bestrahlung:
Koagulation
Strahldurchmesser 6,3 mm Ø
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 sec



Präp. 342
Lumbalsitus Ratte: Koagulation
2 Tage Überlebenszeit

Abb. (59) Derselbe Situs nach 2 Tagen
Überlebenszeit
Gefäße bereits wieder durchgängig



Abb. (60) Großkalibrige art. u. venöse Gefäße
im art. Gefäß sind die äußeren Anteile
der Gefäßwand erhalten;
darunter sind Intima, Elastica interna
u. Teile der Media regellos durchmischt
mit Gefäßinhalt
← Ektatische Erweiterung der Vene

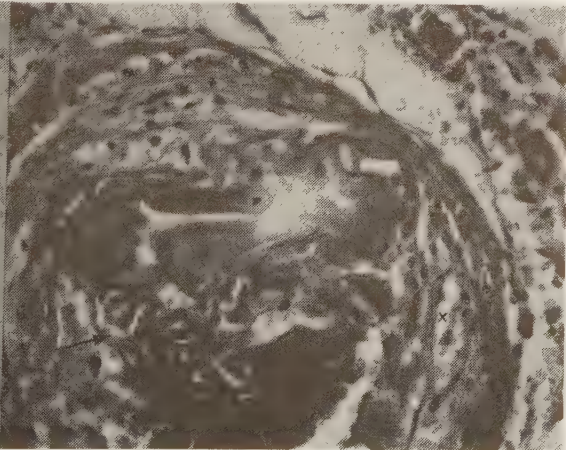
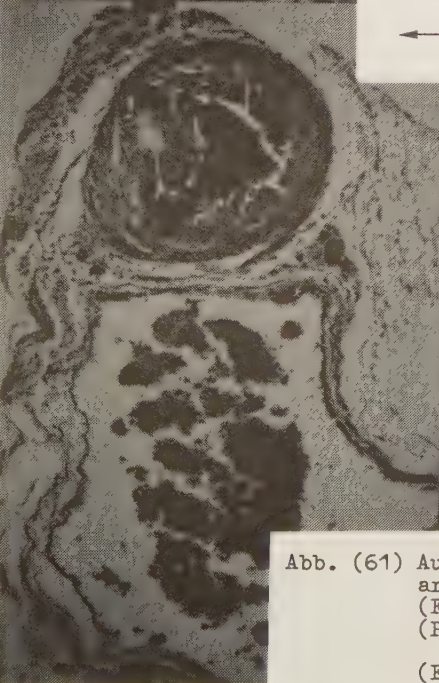


Abb. (61) Ausschnitt aus Abb. (60)
art. Gefäß mit
(F) breiten Fibrinausfällungen
(Pfeil) Lamellen der Elastica wirr über
das Gefäßlumen verteilt
(E) Erythrozytenkonglomerate
(X) zerstörter Wandstruktur mit auf-
gelösten Zelleibern, aber erhaltenen
Kernen

Abb. (62) Lumbalsitus rechts nach Bestrahlung:
Koagulierender Schnitt
Strahldurchmesser 6,3 mm
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 x 1 sec + 1 x 2 sec

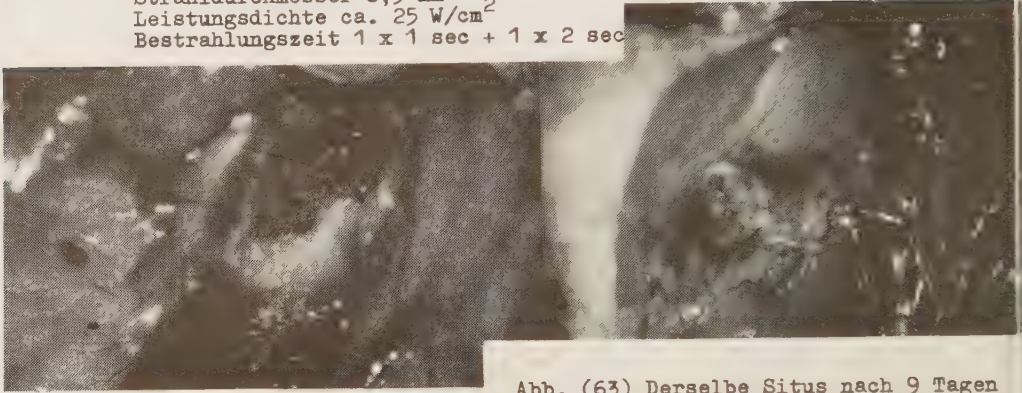


Abb. (63) Derselbe Situs nach 9 Tagen
Überlebenszeit
Mächtiger Entzündungshügel!

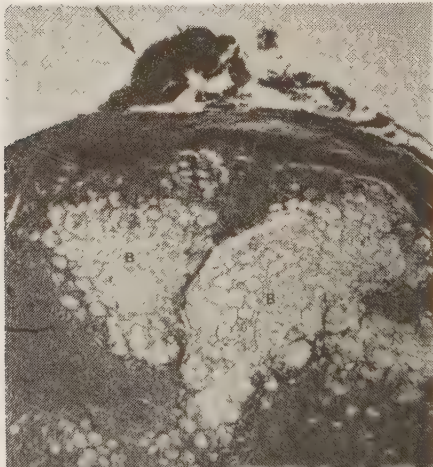


Abb. (64)

Große Erhabenheit aus relativ zell-
reichem Organisationsgewebe;
Im Organisationsgewebe eine Vielzahl
von Gasblasen, karbonisiertem Material u. z.
T. erhaltene, nicht denaturierte Muskel-
zellen, relativ geringer Anteil an Fremd-
körperriesenzellen
(Pfeil) vermutlich Gefäßrest
(B) Blasenfelder

Präp. 345
Lumbalsitus Ratte: koagulierender Schnitt
9 Tage Überlebenszeit

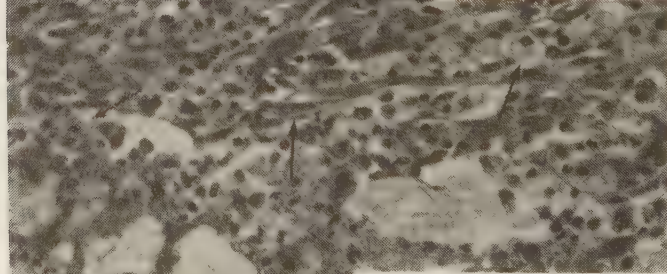


Abb. (65) Ausschnitt aus Abb. (64): zelluläre Reak-
tion im Detail mit
(Pfeil) -Fibroblasten
-Makrophagen
-Fremdkörperriesenzellen

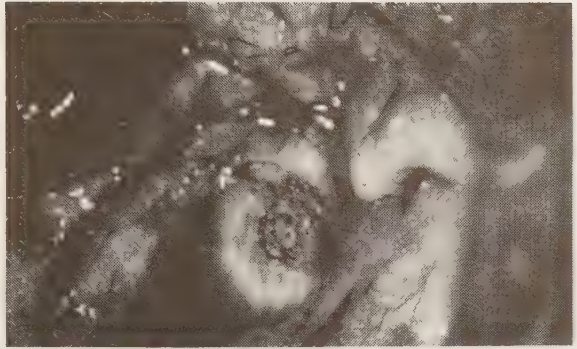


Abb. (66) Lumbalsitus links nach Bestrahlung:
Koagulation
Strahldurchmesser 6,3 mm
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 2 x 1 sec



Präp. 344 HE
Lumbalsitus Ratte: Koagulation
9 Tage Überlebenszeit

Abb. (67) Derselbe Situs nach 9 Tagen Überlebenszeit



Abb. (68) Kein GefäßRest mehr erkennbar, z. T.
noch scholliger Zerfall der Muskelfasern

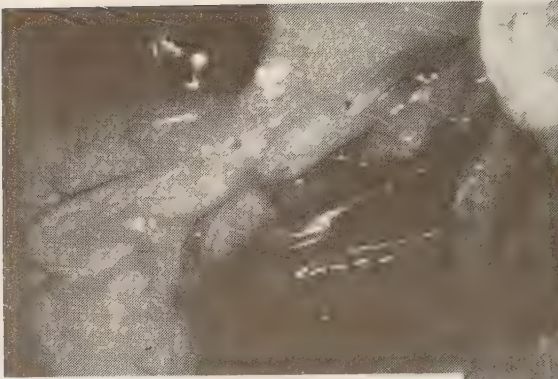


Abb. (69)
Lumbalsitus rechts nach Präparat

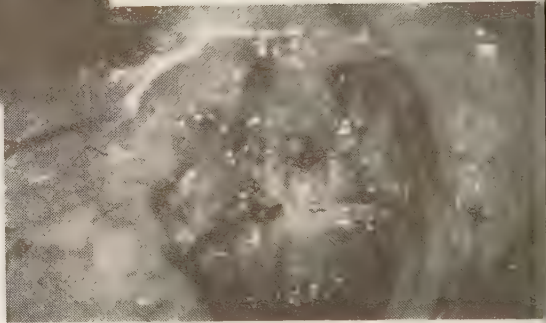


Abb. (70) Derselbe Situs nach Bestrahlung:
Koagulierender Schnitt (+Scherenschn.
Strahldurchmesser 6,3mm $\varnothing$
Leistungsdichte ca. 25W/cm²
Bestrahlungszeit 1x1sec. + 1x2sec.

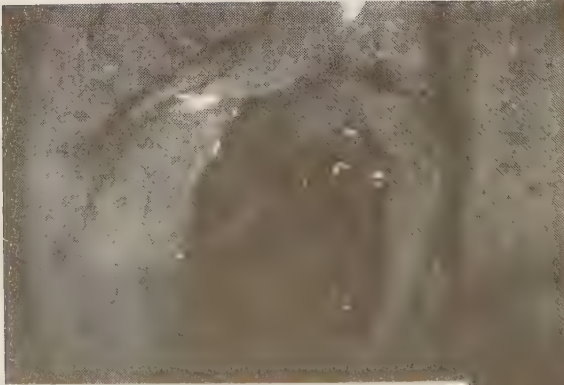


Abb. (71)
Derselbe Situs nach 18 Tagen
Überlebenszeit vor Präparation

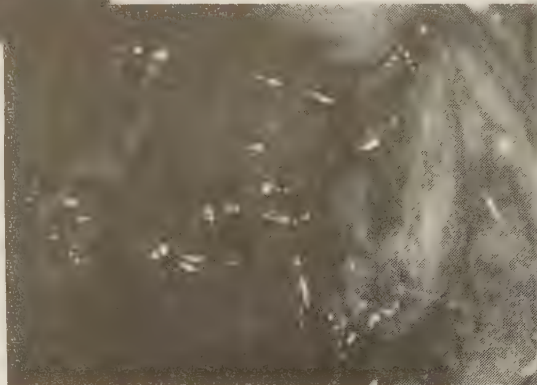


Abb. (72)
dto
nach Präparation:
ehemaliger Gefäßverlauf an Ver-
wachsungssträngen erkennbar

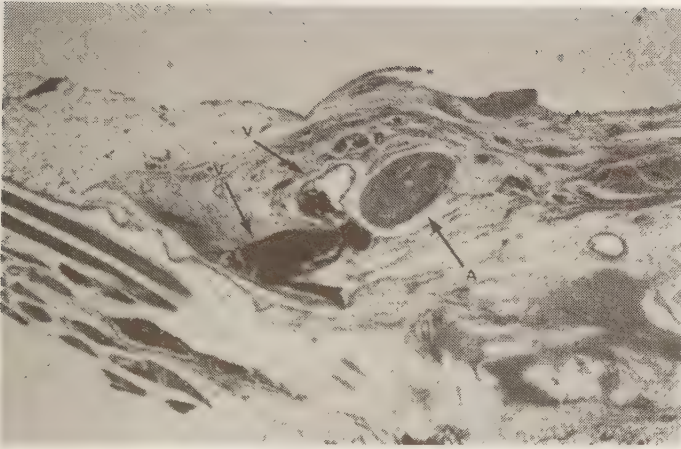


Abb. (73) auf quergestreifter Muskulatur, in zellreiches Organisationsgewebe eingebettet, großlumige art. u. venöse Gefäße;
(A) die Art. zeigt ein Restlumen (im Stufenschnitt unterschiedlich weit, s. Abb. (74))
(V) die Konfiguration des oberen, venösen Gefäßes ist unregelmäßig, ähnlich wie bei Varikosis; die untere Vene wird noch vollständig durch ein Erythrozytenaggregat verstopft

Präp. 347 HE
Lumbalsitus Ratte: koagulierender Schnitt
18 Tage Überlebenszeit

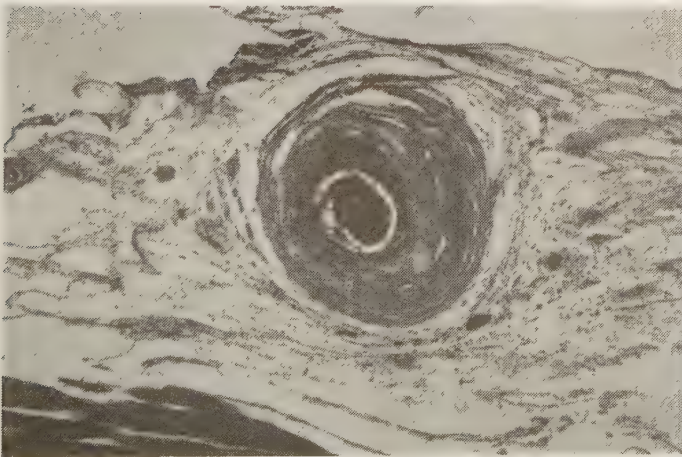


Abb. (74) Deutliche Zunahme des Lumens einige Schnitte weiter; zwiebschalenförmiger Gefäßwandbau, in dem nur noch wenige Zellreste (Kerne) erkennbar sind

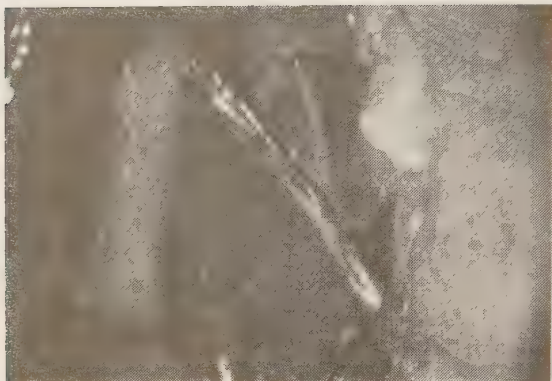


Abb. (75) Lumbalsitus links nach
Präparation:
Spasmus der Gefäße

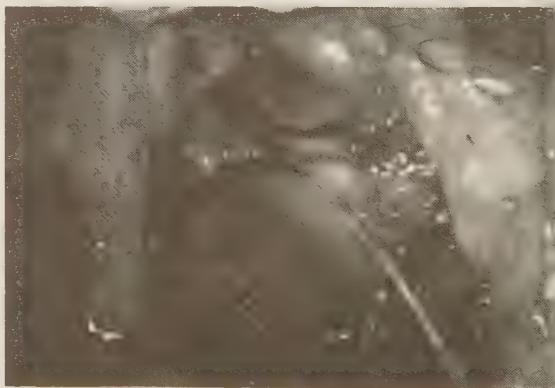


Abb. (76)
Derselbe Situs nach Bestrahlung:
Koagulation
Strahldurchmesser 6,3 mm
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 sec

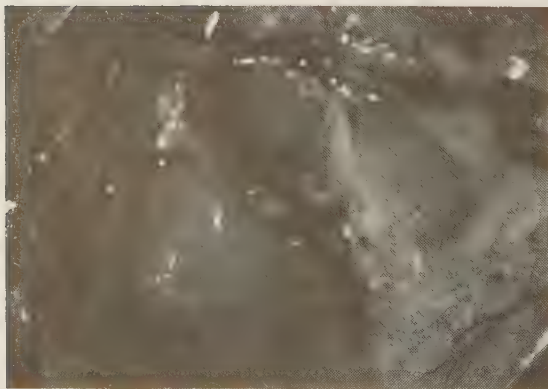


Abb. (77)
Derselbe Situs nach 18 Tagen Über-
lebenszeit:
Vene wieder voll durchgängig,
Arterie teildurchgängig

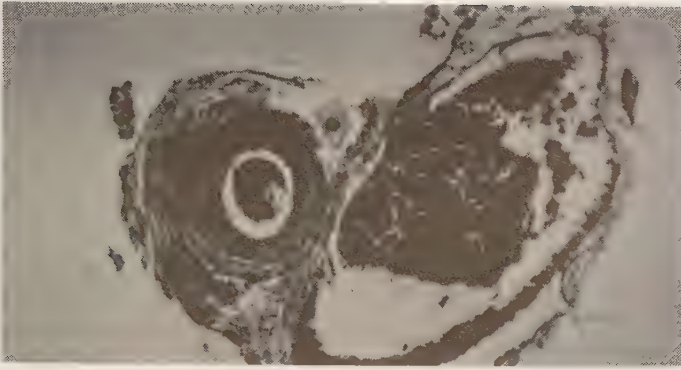


Abb. (78) Rekanalisationslumina 18 Tage nach Bestrahlung
(Arterie/Vene)

Ap. 346, HE
Embalsitus Ratte: Koagula
on 18 Tage Überlebenszeit

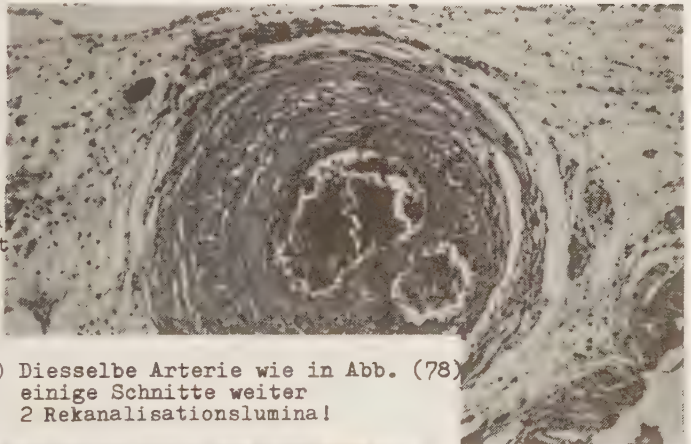


Abb. (79) Dieselbe Arterie wie in Abb. (78)
einige Schnitte weiter
2 Rekanalisationslumina!

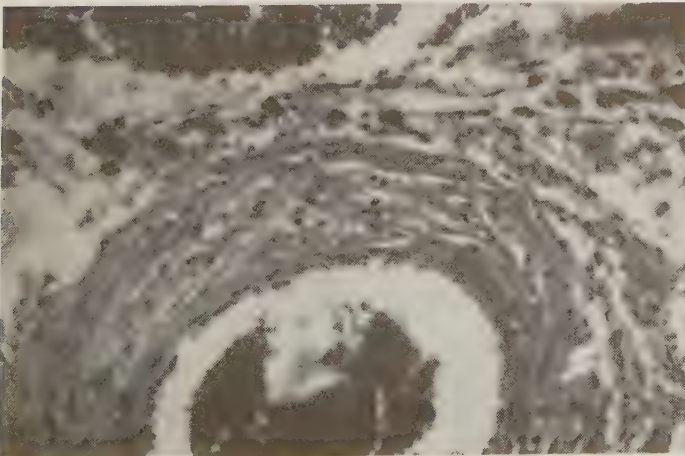


Abb. (80) Dieselbe Arterie im Phasenkontrast:
- Unterschiedliche Gefäßwanddicke;
im wesentlichen nur noch netzstrumpfartige
Faseranteile u. blasige Höhlen

Abb. (81) Lumbalsitus rechts nach Präparation

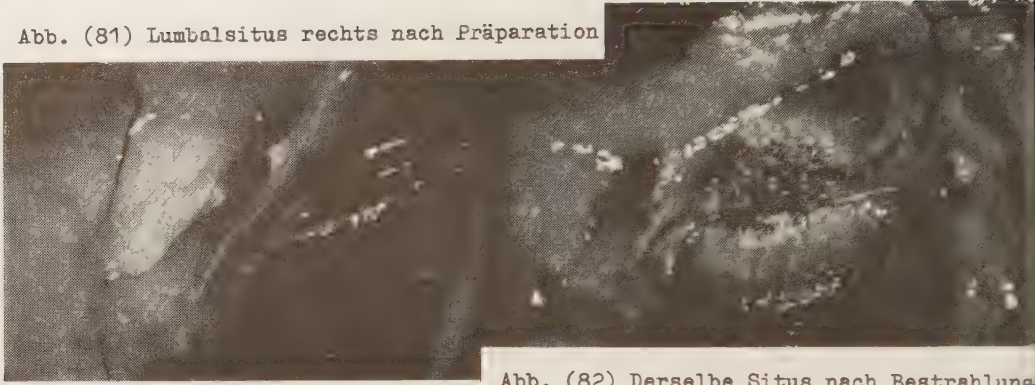


Abb. (82) Derselbe Situs nach Bestrahlung
Koagulierender Schnitt
Strahldurchmesser 6,3 mm $\varnothing$ ²
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 1x1 sec + 1x2

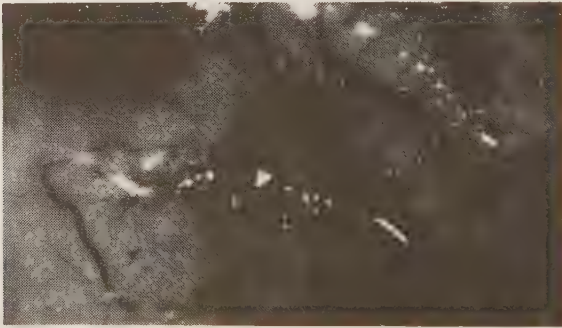


Abb. (83) Derselbe Situs nach 28 Tagen
Überlebenszeit:
vulnerable Gefäße (Neubildungen?
Rekanalisierungen?)
(Kein zentraler Anschluß!)

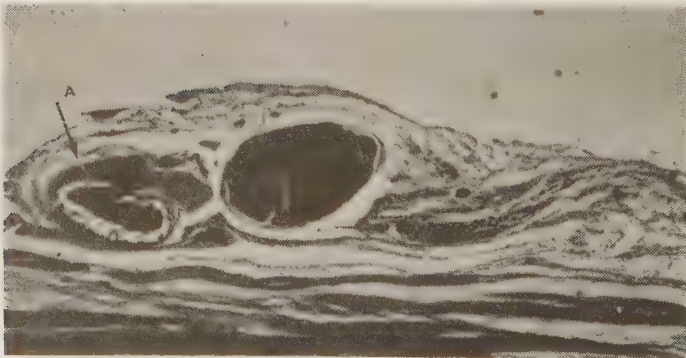


Abb. (84) Art. u. Vene in lockerem Bindegewebe
Schnitt durch einen Bereich, in dem
beide Gefäße noch durch Thromben ver-
schlossen sind
(A) Arterie



Abb. (85) Lumbalsitus links
nach Präparation

Abb. (86) Derselbe Situs nach Bestrahlung:
Koagulation
Strahldurchmesser 6,3 mm
Leistungsdichte ca. 25 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 sec

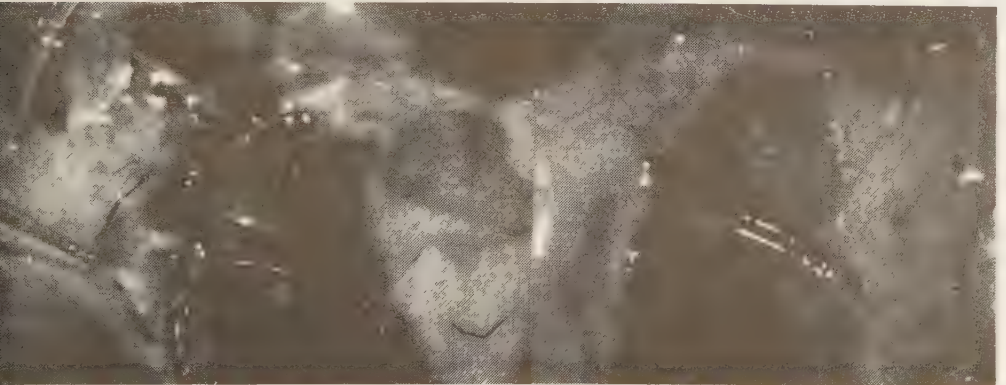


Abb. (87) Derselbe Situs nach 28 Tagen
Überlebenszeit:
Die Vene erscheint voll durch-
gängig, Arterie nicht sicher
zu identifizieren

Abb. (88)
dto
Präparation der Gefäßabgänge

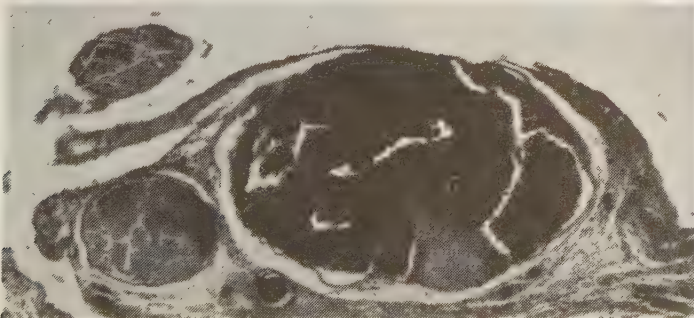


Abb. (89) Vene aus Abb. (88) u. die makroskopisch
zunächst nicht erkennbare Arterie ;
In beiden Lumina denaturierte Erythrozytenaggre-
gationen u. thrombusartige Gebilde trotz
der makroskopischen Rekanalisierung!
(peripherer Schnitt? Artefakt?).

Abb. (90a) ehemalige Arterie; Überlebenszeit 15 Monate;
(4W, 1 sec, defok) mit kleinem Restlumen

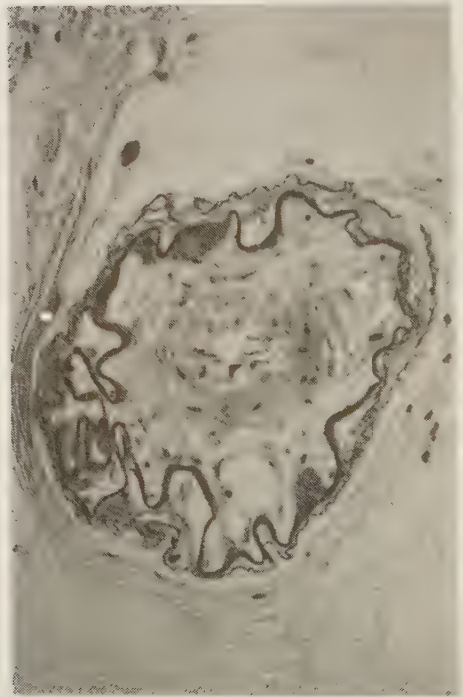
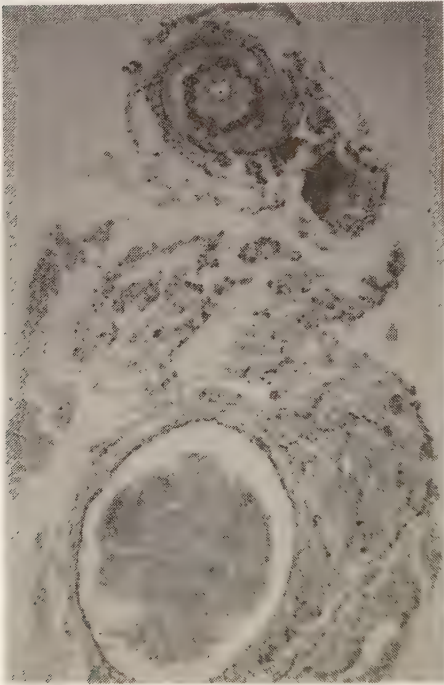


Abb. (90b) Ehemalige Arterie, ebenfalls 15 Monate nach koag.
Schnitt;
bindegewebige Umwandlung eines Arterienstumpfes
mit denaturierter, deformierter, nicht vitaler
Elastica u. lockerem Füllgewebe

III.5. Hirnrindengefäße

III.5.1.

Beschreibung des
Modells

Auf der präparierten Hirnoberfläche des Kaninchens stellten sich 4 - 6 größere Gefäße mit einem Durchmesser von etwa 0,1 - 0,45 mm dar, die für eine Bestrahlung geeignet erschienen [s. Abb. (91), (95), S. 92, 93].

III.5.2.

Wahl des Modells

Die Hirnrindengefäße sollten bestrahlt werden, um Aufschluß über die Eignung des CO₂-Lasers für die Gefäßbestrahlung in der Neurochirurgie zu erhalten.

Über die Eindring- und Schädigungstiefen der CO₂-Laserstrahlung in Hirngewebe im Vergleich zum Nd:YAG-Laser wurde bereits früher berichtet (8 a,b).

Nachteile dieses Gefäßmodells liegen, neben der aufwendigen Präparation für relativ wenig Gefäße

1. in den uniformen und zu geringen Gefäßdurchmessern (bis maximal 0,45 mm),
2. in der Schwierigkeit, Venen und Arterien voneinander zu trennen bzw. getrennt zu bestrahlen.

III.5.3.

Ergebnisse

III.5.3.1.

Defokussierte Be-
strahlung

Defokussierte Bestrahlung um etwa 10 W/cm² erwies sich in unseren Versuchen als zu schwach, um verwertbare Beobachtungen machen zu können. Nach wiederholten Impulsen kam es jedoch manchmal zur Ruptur der Gefäße.

- Bestrahlungsmarken Leistungsdichten um $25 - 50 \text{ W/cm}^2$ führen makroskopisch zu (inkonstanten) charakteristischen Bestrahlungsmarken mit konzentrischem Aufbau [vgl. Abb. (93/94), S. 92] :
- Zone (1): Im dunkelgrauen Bestrahlungszentrum imponieren braune bis schwarze, wabige Karbonisationsstellen.
- Zone (2): Auf blutig imbibierter, grau-rosa verfärbter Hirnoberfläche kommt es zu diffusen, manchmal sehr starken und langanhaltenden Subarachnoidalblutungen.
- Zone (3): Es schließt sich nach außen ein fahl-blasser Bezirk an, in dem peripher braun-schwarz verfärbte Mikrogefäße unter $0,1 \text{ mm } \varnothing$ liegen, die koaguliert erscheinen (sistierende Durchblutung, verfärbter Gefäßinhalt, aber kaum Durchmesserverengungen).
Manchmal brechen in der Bestrahlungsperipherie die Gefäße ab (kollabieren) und zeigen intravasale Gasblasen, die sich mit koagulierte Blut abwechseln können, so daß eine Hell-Dunkel-Querstreifung entsteht [Abb. (94), S. 92, Abb. (96), S. 93].
- Zone (4): Außen kann ein weiterer petechialer Blutungs-
saum die verlaserte Stelle umgeben [s. Abb. (92), S. 92].
Mikrogefäße, die vor einer Bestrahlung gefüllt erschienen, hinterließen manchmal nach Bestrahlung - obwohl nicht unmittelbar im bestrahlten Bereich liegend - einen leeren, kollabierten Eindruck, während andere Mikrogefäße, die vor Bestrahlung der Beobachtung entgingen, nachher einen koagulierten ortsständigen Inhalt aufwiesen ("Strömungsverlagerung"?), [vgl. Abb. (96), S. 93].

Bei höheren Leistungsdichten ab ca. 50 W/cm^2 imponiert ein meist blutgefüllter Krater, dessen Rand teilweise karbonisiert ist, und dessen Inneres von feinen Karbonisationssteigen durchzogen wird, so daß eine wabige Struktur entsteht [vgl. Abb. (93), S. 92].

III.5.3.2.

Fokussierte Bestrahlung

- Hirnresektion

Fokussierte, direkte Bestrahlung einzelner Rindengefäße führt an der Hirnoberfläche zu kreisrunden, tiefen Kratern mit nur sehr dünnem, karbonisiertem Rand, und überwiegend zu Blutungen aus den Stümpfen der durchtrennten Gefäße.

Im Gegensatz hierzu machten wir die Erfahrung, daß bei Hirnresektionen mit dem CO_2 -Laser, bei denen der fokussierte Strahl von der Seite her quer zu den Gefäßen herangeführt wird [Abb. (98), S. 93], oft keine Blutungen auftreten (Beck, Schönberger 8 a, b).

III.5.3.3.
Analyse der Be-
strahlungsergebnisse

Das hier vorliegende, unterschiedliche Ergebnisbild erlaubt folgende Feststellung: Hirnrindengefäße sind diffiziler und unberechenbarer hinsichtlich der Laserkoagulation als alle anderen bestrahlten Gefäße. Es ist nicht gelungen, sicher reproduzierbare Koagulationen an Rindengefäßen zu erzeugen - weder fokussiert, noch defokussiert; meist kam es zu sofortiger Perforation oder zu diffusen Blutungen.

Unter 34 Bestrahlungen waren lediglich 8 augenscheinliche Koagulationen (mit bräunlichem Gefäßinhalt und sistierender Durchblutung sowie ohne Blutaustritte in die Peripherie) zu verzeichnen. Davon 4 bei Leistungsdichten um $20 - 50 \text{ W/cm}^2$ und 4 bei Schnittführung des fokussierten Lasers quer durch das Gefäß [s. Tab. (3), S. 91].

Die Bestrahlungszeiten variierten dabei von $1/10 \text{ sec}$ -Impulsen bis zu 2 sec bzw. einer Schnittgeschwindigkeit von $1,5 \text{ mm/sec}$.

III.5.3.4.

Histologische
Ergänzungen

Die Läsionen bei Bestrahlung der Hirnoberflächengefäße wechselten zwischen sehr breit, flach diffus unter die Meningen reichend und keilförmig tief. Die Hirnrindengefäße waren teilweise aufgespannt, zeigten mitunter auch partielle Thrombusbildungen [Abb. (102), (105), (106), S. 95/96]. Im Gegensatz zu den Darmoberflächengefäßen war auf Grund des nur sehr schwächtigen Bindegewebsanteiles des adventitiellen Raumes eine Koagulation von leptomeningealen Gefäßen mit Verschlusswirkung in der Regel histologisch nicht zu belegen.

Im Hirngewebe fanden wir neben schlecht abgrenzbaren auch gut demarkierte, denaturierte Nekrosenzonen mit unterschiedlich ischämischen bis hämorrhagischen Charakter. Vereinzelt zeigte sich ein schmaler Randsaum mit thermischer Läsion entlang piaumscheideter, oberflächennah gelegener Hirnrindengefäße [Abb. (110 a, b, S. 97)].

Die Einbettung in Liquormilieu (wäbrig, eiweißreich) und Leptomeningen führt in Verbindung mit dem besonderen Wandaufbau der Hirnrindengefäße (dünne, bindegewebschwache Gefäßwände) bei Laserbestrahlung zu einem i. d. R. nicht vorhersagbaren Effekt, wobei man jedoch meist mit Blutungen zu rechnen hat.

Die histologische Untersuchung zeigt, daß in vielen Fällen, in denen makroskopisch Blutungen eintreten, die bestrahlten Gefäße dennoch koagulierten Inhalt aufweisen.

Dieser Widerspruch klärt sich dadurch, daß

- zum einen die Gefäßwände oft regelrecht "verdampft" wurden, so daß nur noch der Gefäßinhalt als "Ausguß" übrig geblieben ist [vgl. Abb.(103, S. 95)],
- zum anderen eine Koagulation, die im Laserzentrum auftritt, nicht unbedingt auch eine solche in der Bestrahlungsperipherie zur Folge haben muß.

Inwieweit ausgiebige Nachbestrahlungen (d. h. häufige u./o. längere Impulse auf bereits blutig imbibiertes Gewebe) doch noch zum Koagulationserfolg führen, wurde hier nicht weiter untersucht, da dies das Hirngewebe zu sehr geschädigt hätte.

Neben der makroskopischen konzentrischen Zoneneinteilung läßt sich auch eine mikroskopische Gliederung der Schädigungszonen herausarbeiten [vgl. auch (8a,b) sowie (9)]:

- Karbonisationszone
- Hitzewabenzone (Blutungs-, Ausfällungs-)
- Zone homogener Gewebsdenaturierung
- Ödemzone
- Randzone (mit einzelnen nekrotischen Bereichen)

Manchmal ergeben sich in der gleichen Gewebs-tiefe inhomogene Schädigungsbereiche vornehmlich in der Ödemzone, die wohl auf entsprechende Inhomogenitäten des Gewebes selbst zurückzuführen sind [vgl. Abb.(108), S.(96)].

Übersicht (4) Effekte an Hirnrindengefäßen

defokussierter	beobachtet bei Bestrahlung	fokussierter
- intravasale Gasblasen		
- " Schwärzungen (Karbonisierungen)		
- Hell-Dunkel-Zonen mit sistierender Durchblutung		
- "Füllungsumkehr" (bzw. -verlagerung) (bestimmte Mikrogefäße verschwinden nach der Bestrahlung, andere vorher nicht sichtbar gewesene füllen sich)		
	- Blutungen	
meist diffuse Subarachnoidal- blutungen und Sugillationen		Perforationsblutungen bei Punktbestrahlung
		- blutungsfreie Resektionsschnitte
	- Kraterbildungen (z.T. mit "Karbonisationsstegen", d. h. wabenförmigen Karbonisationen)	
Gefäßverengungen waren kaum zu beobachten, auch Karbonisationen der Hirnoberfläche sind relativ gering (Bestrahlung von ausge- tretenem Blut bzw. der Arachnoidea).		

Tab.(3) Hirnrindengefäße

GefäßØ (mm)	≈ 10 W/cm ²	≈ 25 W/cm ²	≈ 50 W/cm ²	≈ 100 W/cm ²	fok. (≈ 1-3 kW/cm ²)
< 0,1	makroskopische und mikroskopische Koagulation				
≈ 0,1 - 0,25	ohne sicht- baren Effekt	3Koag. 7Blut.	1Blut.	1Blut.	2Koag. 3Blut
≈ 0,3 - 0,45	bzw. Ruptur nach mehreren Impulsen	1Koag. 2Blut.			2Koag. 4Blut

Abb. (91) Hirnsitus (Kaninchen) nach
Präparation und Entfernung
der Dura

-92-

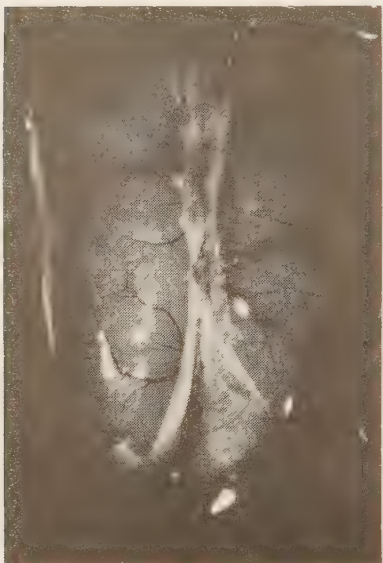


Abb. (92) Derselbe Situs nach Bestrahlung (1):
Blutung
(Gefäßdurchmesser ca. 0,1 mm
Strahldurchmesser ca. 3 mm
Leistungsdichte ca. 50 W/cm²
Bestrahlungszeit 1 sec



Abb. (93)/(94) Derselbe Situs:
Sämtliche Bestrahlungen
(1) s. Abb. (92)
(2) Gefäß 0,15mm Ø, 2 sec: Blutung
(3) " 0,25 " , 3 " "
(4) " 0,1 " , 1 " "
(5) " 0,15 " , 2 " "
(6) " 0,35 " , 1/10" fok. Blutung

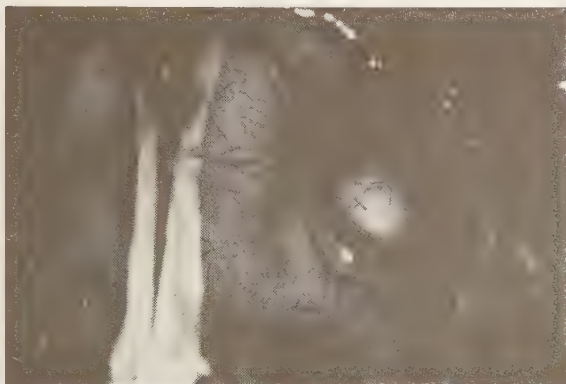


Abb. (96) Derselbe Situs nach Bestrahlung
(x) neben das Gefäß:
- geringe intravasale Bräunung
- Abblassung des Gehirns
- Gefäßabbrüche (Gasblasen?)



Abb. (97)
Hirnsitus (Kaninchen) nach
Präparation und Entfernung
der Dura



Abb. (98)
Derselbe Situs nach Resektions-
schnitt: keine Blutung!
ca. 2 kW/cm^2 , Schnittgeschwin-
digkeit $1,5 \text{ mm/sec}$
Schnittfuge ca. $0,8 \text{ mm}$ breit
Gefäßdurchmesser $0,3 \text{ mm}$

bb. (99) Hirnsitus (Kaninchen) nach
Präparation und Entfernung
der Dura; bei (x) Hitze-
marke vom Bohrer

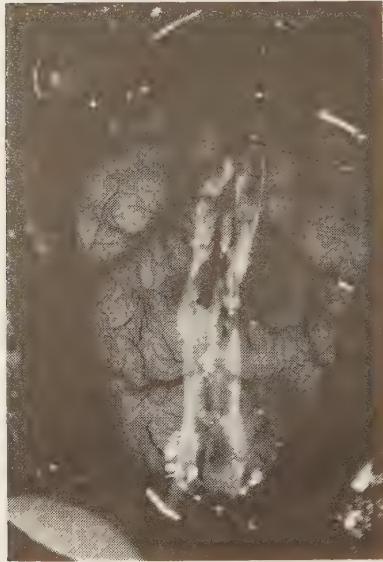


Abb. (100) Derselbe Situs nach Bestrahlung
(x) auf Gefäß 0,3 mm $\varnothing$, ca. 20 W/cm²,
3 x 1 sec (nach dem 1. Impuls noch
roter Gefäßinhalt, nach dem 2. bräunl
schwarze Verfärbung, beim 3. Impuls
Blutung)

Abb. (101a) Derselbe Situs nach Bestrahlung
(x) auf Gefäß 0,2 mm $\varnothing$, ca. 20 W/cm²,
2 x 1 sec: intravasale Schwärzung,
keine Verengung, vermutlich Koagulation



Abb. (101b) dto
nach Scherenschnittpro
Blutung!

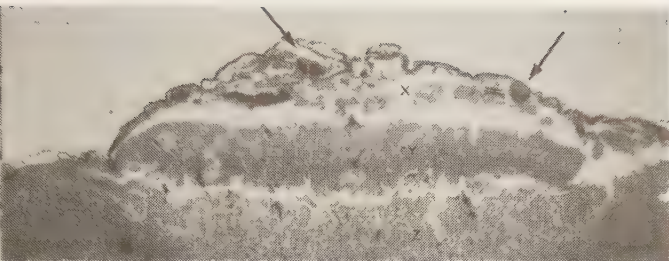
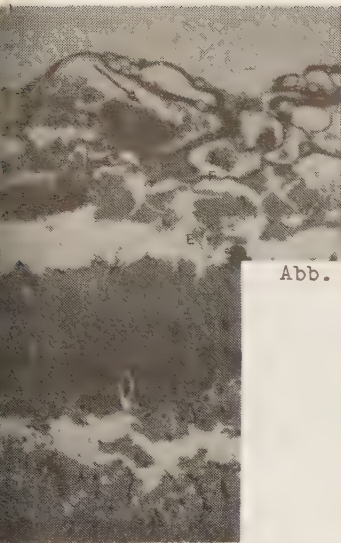


Abb. (102) Breiter Bestrahlungstrichter (20 W/cm², 1 sec) mit verschiedenen Zonen

- (x) - relativ dünne, fädige Eiweißausfällungen unter der geplatzten Arachnoidea bilden ähnlich wie bei den bisherigen Bestrahlungen ein Hohlkammersystem, in dem einzelne Gefäße zu erkennen bzw. noch zu vermuten sind (Pfeil)
- (y) - Zone homogenisierten Gewebematerials mit noch erkennbaren Kernen aber ohne Neuropil
- (z) - Ödemzone
Schnittartefakte am Übergang der einzelnen Zonen

Abb. (103) Ausschnitt aus Abb. (102)

- (F) Fibrinbälkchen
- (P) Eiweißkonglomerate
- (E) denaturierte Erythrozytenschwaden
- (Pfeil) vermutl. Gefäß bzw. geronnener Gefäßinhalt ohne sicher erkennbare Wandanteile

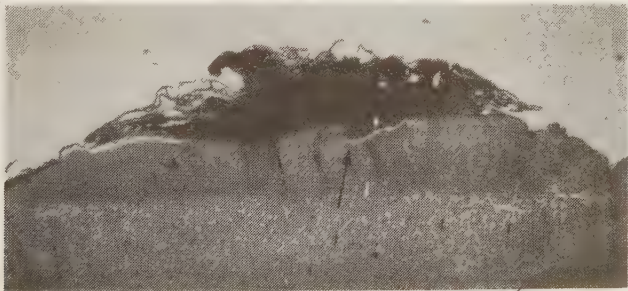


Abb. (104) Pilzförmige Auftreibung (20 W/cm², 1 sec) mit koagulierte Blut

- (Pfeil) relativ dickwandiges aufgespanntes Gefäß (Arterie?), das offensichtlich einen koagulierten Inhalt umschließt
Kein Anhalt auf Blutaustrittsstelle an diesem Gefäß

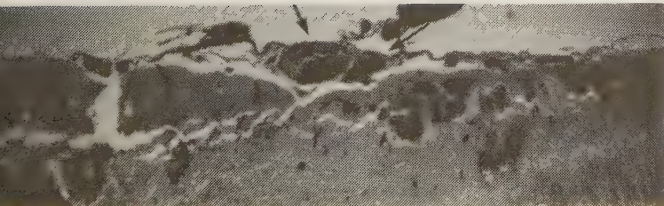


Abb. (105) Offensichtlich koagulierte Gefäße (Pfeil) in einem eher flachen Bestrahlungskrater (20 W/cm², 1 sec)
Stelle des Blutaustritts nicht ersichtlich

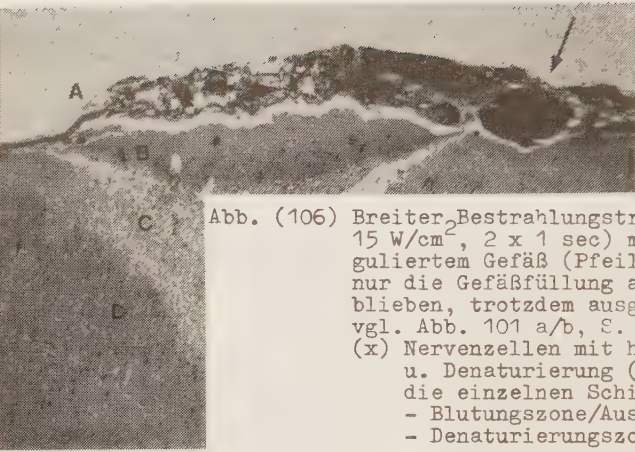


Abb. (106) Breiter Bestrahlungstrichter (Gefäß $\varnothing$ 0,2 mm 15 W/cm², 2 x 1 sec) mit offensichtlich koaguliertem Gefäß (Pfeil); Gefäßwand nicht erkennbar, nur die Gefäßfüllung als "Ausguß" ist stehengeblieben, trotzdem ausgedehnte Hämorrhagie vgl. Abb. 101 a/b, S. 94

(x) Nervenzellen mit hochgradiger Schrumpfung u. Denaturierung (s. Abb. 107, 108)

die einzelnen Schichten:

- Blutungszone/Ausfällungszone(A)
- Denaturierungszone (mit nur wenigen Kernschatten)(B)
- Ödemzone(C)
- Randzone(D)

mit einzelnen, nekrotischen Bereichen sind wieder gut zu erkennen

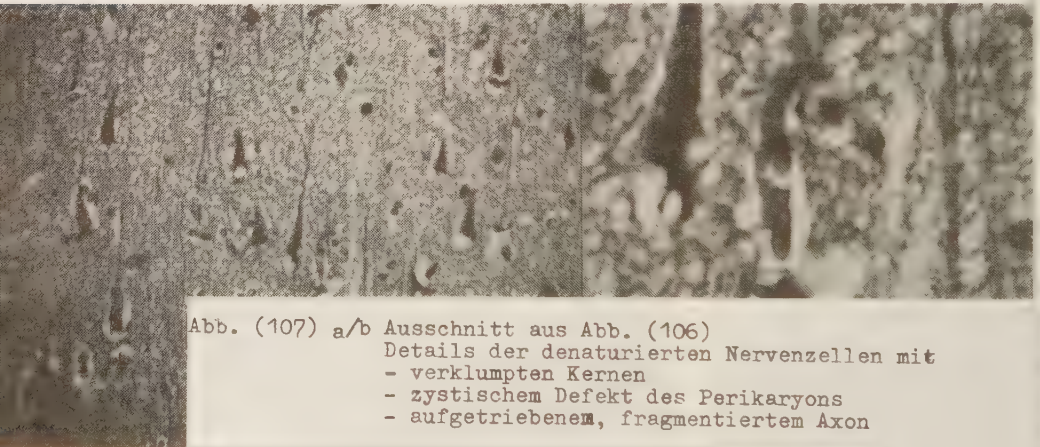


Abb. (107) a/b Ausschnitt aus Abb. (106)
Details der denaturierten Nervenzellen mit

- verklumpten Kernen
- zystischem Defekt des Perikaryons
- aufgetriebenem, fragmentiertem Axon

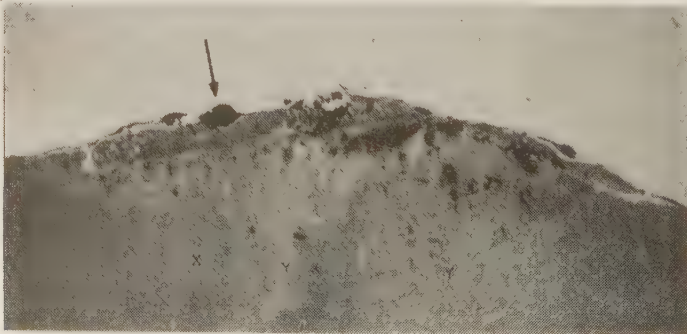


Abb. (108) Kleines Gefäß, das als "Ausguß" am koagulierten Gefäßinhalt erkennbar ist
die Zonen (x), (y) markieren Bereiche inhomogener Laserschädigung

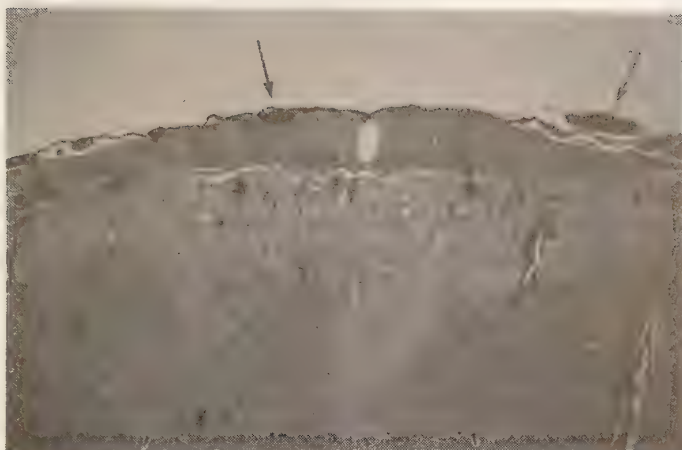


Abb. (109) Ideale Gefäßkoagulation
ohne Blutaustritte
(Pfeile) Gefäße



Abb. (110a) flacher, nekrotischer Herd
mit
(E) Erythrozyten - Austritten
im SA-Raum
(B) Blasenbildung unter der
Arachnoidea
und ausgedehnter kometenschweif-
artiger Ödemzone entlang des
perivaskulären Raumes zweier in
der Tiefe gelegener Gefäße (Pfeil)

Abb. (110b)
Ausschnitt aus Abb. (110a)
Unregelmäßige Gefäßwände mit breiten,
homogenisierten Abschnitten (A)
ohne scharfe Begrenzung (B)
deformierten Endothelkernen(K)
(↗) Gefäßlumen im Präkapillarbereich
mit homogenisiertem Inhalt



(IV) Diskussion

Um die Wirkung des Laserstrahls auf organisch-biologisches Gewebe sowie insbesondere auf Blut und - gefäße zu erfassen, müssen zunächst die optischen Eigenschaften des biologischen Gewebes betrachtet werden, sodann die Parameter und Ursachen der Laserwirkung.

Biologisches Gewebe unterscheidet sich in diesem Zusammenhang von toter Materie durch seine "optischen Inhomogenitäten" (16): Komplexe Zusammensetzung, heterogener Aufbau (versch. Eiweiße, insbesondere Hämoglobin, Kollagen und Pigmente, z.B. das Melanin der Haut (79) und der hohe Wassergehalt bestimmen das besondere Verhalten gegenüber den physikalischen Effekten (Absorption, Reflexion, Streuung und Beugung), die bei Laserbestrahlung auftreten können.

Der spezifische Effekt am biologischen Gewebe durch die Laserbestrahlung ergibt sich aus dem Zusammenwirken der einzelnen Parameter [vgl. 50]):

- a) des Lasers: - Wellenlänge
 - Leistungsdichte
 - Expositionszeit
- b) der bestrahlten Oberfläche (optische Gewebeeigenschaften), insbesondere das:
 - Absorptionsvermögen (in Abhängigkeit von Pigmentierung bzw. Farbe, Wasser- und Blutgehalt [vgl. (79)]).

Als wichtigster Parameter muß die wellenlängenabhängige Absorption durch das Gewebe angesehen werden (49, 79). Das Ausmaß der Absorption bestimmt die Eindringtiefe: Je höher die Absorption, desto weniger tief kann die Strahlung in das Gewebe eindringen, desto höher ist die Energieumwandlung in den oberflächlichen Gewebsschichten.

Sieht man von der besonderen Absorption einzelner Wellenlängen durch manche Gewebskomponenten [Blut, Pigmente, vgl. (49)] ab, so kann für die Absorption der CO_2 -Laserstrahlung durch Gewebe in guter Näherung das Absorptionsspektrum des Wassers herangezogen werden (16, 38, 49, 93).

Diskutierte man in den Anfängen der Laserforschung (Rubinlaser!) eine Ursachen-Trias der Laserwirkung im Gewebe [vgl. (27), (33)] :

- thermische Faktoren (Hitze)
- mechanische " (Druckwellen)
- elektromagnetische Faktoren (Feldstärkeänderungen!),

so ist man heute davon überzeugt, daß von den möglichen Effekten der Interaktion Laserstrahlung - Gewebe bei den im klinisch-chirurgischen Bereich verwendeten Lasern allein die thermische Wirkung eine Rolle spielt (17, 93).

Die Laseranwendung in der Chirurgie beruht also im Prinzip darauf, Gewebe durch Hitzeeinwirkung zu zerstören oder zu schneiden (vgl. 17, 48).

Der CO_2 -Laserstrahl wird an der Geweboberfläche nur wenig reflektiert (17, 43), der überwiegende Anteil dringt in das Gewebe ein und

wird hier absorbiert [oder auch gestreut (43, 48)] und damit in Wärme umgewandelt (direkte und indirekte Gewebsaufheizung durch Wärmestrahlung und Wärmeleitung). Dies führt

- in der Schnittzone zur Verdampfung des im Gewebe enthaltenen Wassers. (Während des Verdampfens kann die Temperatur im größeren Umkreis des Laserstrahls nicht wesentlich über 100°C ansteigen, sog. "Siedekühlung", [vgl.(17), (48), (49)]; lokal muß aber dennoch mit wesentlich höheren Temperaturen gerechnet werden! (49). Die Schnittfuge selbst entsteht durch:

1. Zersprengung der Zellwände durch den Druck des entstehenden Wasserdampfes (17 , 48 , 93)
2. Spannungen, die durch Schrumpfung des Gewebes infolge des Wasserentzuges entstehen (17 , 48).

Unter dem Druck des Wasserdampfes werden auch Gewebspartikel herausgeschleudert [vgl.(93)].

Erst wenn das Gewebe wasserfrei ist, spielt das Absorptionsvermögen der Proteine eine größere Rolle (17). Die nicht abgeführte Wärme läßt die Temperatur rasch ansteigen, was neben der Koagulation schließlich zur Zerstörung der Proteine führt (17), bis nur noch Kohlenstoff übrigbleibt [vgl.(93)].

An Blutbestandteilen, Gefäßen und Zirkulation sind bisher vorwiegend Erfahrungen mit Nd:YAG-, Rubin- und Argon-Laserbestrahlung gesammelt worden, insbesondere zur Erzeugung von Mikrothromben in sehr kleinen Gefäßen [(3) (12-15), (46), (62), (64-65), (95)].

Über die Koagulationsleistungen von Nd:YAG- und Argonlaser berichten lediglich Leheta und Gorisch [(64), (65)] in systematischer Form. Entsprechende Untersuchungen zur Gefäßkoagulation mit dem CO₂-Laser sind noch nicht durchgeführt worden; es existieren nur Schätzwerte [(46), vgl. auch S. 3].

Auch zur theoretischen Durchdringung des Koagulationsvorganges an Blutgefäßen gibt es nur wenige Arbeiten, die meisten aus dem Bereich der Augenchirurgie (4, 5).

Wendet man die heute gültige Vorstellung von der Laserwirkung auf biologisches Gewebe auf die Gefäßkoagulation an, so ergibt sich ein Wechselspiel konkurrierender Mechanismen: Die in der obersten Gefäßwandschicht absorbierte Lichtenergie wird unmittelbar in Wärmeenergie umgewandelt. Die Temperatur steigt zunächst auf den Betrag ($\approx 75^{\circ}\text{C}$), der zum S c h r u m p f e n d e s K o l l a g e n s führt [40-42]. Dieser Schrumpfprozeß ist von dem Schrumpfen des Gewebes durch Wasserentzug zu unterscheiden. Dies tritt ein mit dem Erreichen der Verdampfungstemperatur des Gewebswassers (100°C) bzw. der Zufuhr der Verdampfungswärme. Die Oberflächentemperatur erreicht nach Messungen von McCord et al. praktisch sofort nach Beginn der Bestrahlung etwa 200°C [(72), (73)].

Beide Schrumpfprozesse zusammen führen im Regelfall zu einer, zumindest beim CO_2 -Laser, notwendigen Durchmesserabnahme des bestrahlten Gefäßes, wobei die Konvektion ebenfalls absinkt, wenn sie nicht sogar vollständig zum Erliegen kommt.

Der Wasserentzug führt neben der starken Durchmesserverringern u n d der damit verbundenen erleichterten Koagulation des Blutes durch Konduktion

- zur Abtragung der Gefäßwand, d. h. zur Perforation bzw. zum Gefäßschnitt: Das verdampfende Gewebswasser sprengt das umgebende Gewebe und reißt es teilweise mit. Bleibt kein zu verdampfendes Wasser mehr übrig, ist aber noch festes Gewebe vorhanden, wird dieses bei weiterer Energiezufuhr überwiegend

verkohlt. (Nach eigenen Beobachtungen und Berechnungen korreliert der Gefäßschnitt am ehesten mit der Vaporisation des Gewebswassers von Gefäßwand und des im Strahlungsfeld befindlichen Blutvolumens)

- eventuell zum "Kochen von Kollagenfasern in einem wäßrigen Milieu" (23); dies könnte mit einer Bildung leimartiger Substanzen und damit einer "ödematösen Verquellung" verbunden sein, ein allerdings hypothetischer Verschlußmechanismus.

Das Verhältnis der vier Vorgänge **Schrumpfung** - **Abtragung** - **Verquellung** - **Koagulation** zueinander hängt ab von Leistungsdichte und Zeit, die für die einzelnen Prozesse zur Verfügung stehen.

- Wird die Energie sehr rasch zugeführt, kommt es zur explosionsartigen Zerreißung der Gefäßwand, ohne daß ab einem gewissen Gefäßdurchmesser (ca. 0,3 mm) das inhaltliche Blutvolumen bereits voll koaguliert worden wäre, d. h. eine Blutung tritt ein - wenn nicht ein anderer koagulationsfördernder Prozeß hinzukommt (Spasmus, "Verschweißung" der Schnitttränder? s.u.). Verkohlungen treten bei rascher Energiezufuhr zunächst nicht auf.
- Wird die Energie hingegen sehr langsam zugeführt, dann erwärmt sich auch das Gewebswasser in den obersten absorbierenden Schichten relativ langsam und gleichmäßig, bis es schließlich ebenfalls zu sieden und zu verdampfen beginnt. Für die Verquellung des Wandkollagens und die Koagulation des Gefäßinhalts durch Konduktion bliebe ausreichend Zeit. Im durchaus zu realisierenden Idealfall wird bis auf das beim Schrumpfvorgang verdampfte Gewebswasser kein weiteres Gewebe abgetragen oder verkohlt.

Bei Gefäßen, wo durchmesserbedingt ein ausreichender Verschluß durch Koagulation des Gefäßinhaltes auch nach maximaler Schrumpfung nicht möglich ist, führt die CO_2 -Laserbestrahlung letztlich zur Abtragung der Gefäßwand bzw. zu deren Ausglühen. Ob das eine oder andere eintritt, hängt wiederum stark von der Leistungsdichte ab, ist aber - insbesondere bei geringen Leistungsdichten - über die Zeitdauer der Bestrahlung gut steuerbar.

Durch K o n d u k t i o n breitet sich die Wärmeenergie von der bestrahlten Gefäßoberfläche in die Tiefe des Gefäßes aus, wo das Blut, abhängig von Gefäßdurchmesser und Flußgeschwindigkeit, erwärmt wird, bis es durch Hitzekoagelbildung das Restlumen ausfüllt (64, 65). Durch Überhitzung des Blutes kann es zur Entstehung von Gasblasen und zur Druck-erhöhung im Gefäß kommen. Dies führt unter Umständen zur Ruptur des Gefäßes von innen heraus, andererseits aber evtl. dazu, daß durch die intravasale Gasblasenbildung das Gefäß praktisch im Blutleeren geschnitten wird.

Wesentliche Vorbedingung für die Koagulation mittels CO_2 -Laser erscheint also der starke Schrumpfprozeß der Gefäßwand und die dadurch bedingte Unterbrechung der Konvektion zu sein.

Entscheidend für den Koagulationserfolg ist das zeitliche Verhältnis der Vorgänge

- Erwärmung durch Konduktion, (d. h. das Erreichen einer ausreichend hohen Temperatur über einen genügend langen Zeitraum) und
- Gewebsabtragung.

Unklar bleibt, ob eine bloße Koagulation des Gefäßinhaltes durch Überschreiten der dafür notwendigen Temperatur bereits einen dauerhaften Gefäßverschluß bzw. eine Stase garantiert [vgl. auch (4)]: Koagulation bzw. Denaturierung des Gefäßinhaltes bedeutet noch keinen "Gefäßverschluß".

Zusammenfassend müssen auf dem Boden des geschilderten Prozesses verschiedene Mechanismen angenommen werden, die zum Gefäßverschluß führen können:

Thrombusbildung bzw. Hitzekoagelbildung, die wir nur an kleineren Gefäßen beobachten konnten.

Dies könnte eine Erklärung für den Gefäßbereich unter 0,25 - 0,3 mm Ø liefern, der praktisch mit allen Leistungsdichten koagulierbar ist.

Wird Kollagen in einem wässrigen Milieu gekocht, wie das bei der Laserbestrahlung der Fall ist, so entsteht eine Masse mit Klebeeigenschaften(23). Diese Verklebung der Schnittträger könnte für die mittleren Gefäße zutreffen unter der Voraussetzung, daß der Blutdruck nicht zu hoch ist und keine Verkohlungen eintritt.

Diese Hypothese wird auch dadurch gestützt, daß Koagulation bzw. koagulierender Schnitt häufig im Blutleeren abläuft (vgl. S. 41) und ein Kontakt gegenüberliegender Wandbereiche eintritt [vgl. Abb. (38), S. 62].

Wiederholt konnte bei größeren Gefäßen über 1 mm Ø mit weitgehend sistierender Durchblutung durch sehr lange Bestrahlungszeiten (über 10 sec) erreicht werden, daß nach Eröffnung des Gefäßlumens austretendes Blut sofort wieder karbonisiert wird. Es entsteht ein labyrinthartiges Netz aus spröden Kohlenstoffstrukturen, in denen sich Blut fängt, Eiweißbestandteile ausfallen und Erythrozytenkonglomerate auftreten.

Gelegentlich wurde an Lumbalarterien und auch -venen durch fokussierten Schuß ein blutungsfreier Gefäßschnitt erzielt (Beck, Schönberger 1977), der vom Verhältnis Gefäßdurchmesser/Strahldurchmesser zunächst unmöglich schien, so daß wir einen laserinduzierten Gefäßspasmus annehmen müssen.

Das besondere Koagulationsverhalten der Hirnrindengefäße erfordert eine eingehendere Betrachtung.

Die Schwierigkeiten bei der Koagulation dieser Gefäße lassen sich nur zum Teil mit technischen Problemen erklären:

1. Die atmungsbedingten Exkursionen der freigelegten Hirnoberfläche können höchstens die genaue Einstellung der Fleckgröße bzw. der Leistungsdichte beim Arbeiten mit Fokussierlinse verhindern. Tatsächlich wurde am Hirn zwar meist mit Linse gearbeitet, aber auch Bestrahlungen ohne Linse führten bei gewöhnlich geeigneten Leistungsdichten zu unerwarteten Blutungen.
2. Eine genauere Präparation der Hirnrindengefäße, insbesondere eine Trennung eventuell zweier unmittelbar benachbarter Gefäße war in der Regel nicht möglich; aber Kontrollversuche an Mesenterialgefäßen zeigten, daß auch ohne Trennung und Präparation Gefäße etwa gleichen Durchmessers wie die Hirnrindengefäße blutungsfrei zu koagulieren sind.

Das unterschiedliche Koagulationsverhalten dürfte vorwiegend im histologisch andersartigen Aufbau der Hirn(oberflächen)gefäße zu suchen sein. Dies stützt auch die These von der Bedeutung des Gefäßwandaufbaus am Zustandekommen einer Koagulation. Die dünne muskel- und mediaschwache Gefäßwand führt offensichtlich schon bei den Leistungsdichten, welche notwendig sind um die Verlustenergien durch Konduktion und Konvektion auszugleichen, entweder zur Abtragung oder zur Ruptur der Gefäßwand.

Das Fehlen der Elastica externa läßt ein Schrumpfen der Gefäßwand nicht in dem bekannten Ausmaß zu.

Die Beobachtung, daß sich die Hirnrindengefäße der untersuchten Spezies bei Bestrahlung kaum verengen, kann aber auch eine Funktion ihrer Größe sein, da auch kleine Darmoberflächengefäße nur unwesentlich schrumpfen (s. d.). Daneben scheinen die Koagulationsergebnisse auch beeinflußt zu werden durch die Bestrahlung im Liquormilieu sowie durch die Leptomeningen. Durch diese wird - ähnlich wie bei der Serosa der Darmoberflächengefäße - eine Streuung des Laserlichts verursacht, die über verschleppte Wärmeenergie insbesondere am Gehirn zu Hämorrhagien führen kann.

Andererseits konnten durchaus sowohl defokussiert wie fokussiert bei allen untersuchten Gefäßdurchmessern scheinbare Koagulationen erzielt werden. Diese Effekte waren jedoch nicht sicher reproduzierbar, und bei der Scharnschnittprobe (vgl. S. 31) kam es meist zu Blutungen [s. a. Tab. (3), S. 91].

Es darf dennoch bei Hirnresektionen mit geringerem Blutverlust bei zusätzlichem Einsatz des Lasers gerechnet werden, da Mikrogefäße (unter 0,1 mm Ø) in der Bestrahlungszone häufig koaguliert waren.

Die besseren Koagulationsergebnisse bei fokussiertem Resektionsschnitt senkrecht zur Gefäßverlaufsrichtung könnten durch die der direkten Laserexposition vorherlaufenden Wärmewelle zustandekommen [siehe auch Abb. (91), S. 93].

Blutstillung eines bereits perforierten Gefäßes erwies sich mit dem CO_2 -Laser als nahezu aussichtslos [vgl. auch (77), zit. in (93)]: Das austretende Blut absorbiert schon in kleinen Mengen einen Großteil der Laserenergie, es kommt zu starker Verkohlung der obersten Blutschicht. Das entstandene Koagel wird sogleich vom nachfolgenden Blut weggeschwemmt. Gewisse Aussicht auf Erfolg bietet nur das Verfahren, den blutenden Gefäßstumpf bzw. das blutende Loch darzustellen, blutfrei zu machen und die Ränder der Perforationsstelle gezielt mit niedriger Leistungsdichte zu bestrahlen. Im Einzelexperiment konnten auch größere Gefäßstümpfe (z. B. Rattenaorta) mit besonderer Technik versiegelt werden:

Ein auf den abgeklemmten Gefäßstumpf aufgebrachtes kleines Stückchen Knochenwachs wurde mit dem Laser sofort zum Schmelzen gebracht, das flüssige Knochenwachs dichtete die mit der Schere durchtrennten Gefäßstümpfe auch nach Lösen der Klemme zuverlässig ab. Inwieweit dieses Verfahren biologisch vertäglich ist, wurde nicht weiter verfolgt.

Die Beschreibung des Verschlußvorganges bei CO_2 -Laserbestrahlung erlaubt den Vergleich der Koagulationseigenschaften des CO_2 -Lasers mit den anderen zu diesem Zweck verwendeten Lasern, mit Nd:YAG- und Argonlaser (vgl. S.1).

Was die drei Laser in diesem Zusammenhang voneinander unterscheidet, ist das Absorptionsvermögen. Im Gegensatz zum CO_2 -Laser dringt der Strahl des Nd:YAG tief ins Gewebe ein, erwärmt und koaguliert es; ein davon wiederum unterschiedliches Verhalten zeigt der Argonlaser, dessen Strahlung nahezu selektiv durch den roten Blutfarbstoff absorbiert wird (vgl. S.64).

Mag der Verschlußprozeß beim Nd:YAG- wie beim Argon-Laser tatsächlich allein oder überwiegend durch Hitzekoagelbildung im Innern des Gefäßes erfolgen (64), so müssen beim CO_2 -Laser die Reaktionen der Gefäßwand auf die Erwärmung in den Vordergrund gerückt werden. Bei vielen Bestrahlungen im koagulierbaren Gefäßbereich ab etwa 0,3 mm $\varnothing$ konnten weder makroskopisch noch mikroskopisch Thrombenbildungen beobachtet werden. Wurden Thromben gebildet, dann legte häufig eine probeweise Durchtrennung des Gefäßes an bestrahlter Stelle überzeugend die Unvollständigkeit des auf diese Weise zustandekommenen "Verschlusses" dar.

Bei den größeren Gefäßen erfolgt Verschluß - zumindest beim "koagulierenden Schnitt" - nicht durch einfache Denaturierung des Gefäßinhaltes (Thrombusbildung, Hitzekoagelbildung vgl. S. 105). Interessant erscheint die Feststellung, daß die beim CO_2 -Laser für eine Gefäßkoagulation besonders günstige Leistungsdichte um ca. 20 W/cm^2 auf das absorbierende Volumen (1/a-Schicht) bezogen, einen größenordnungsmäßig ähnlichen Wert ergibt, wie er sich auch bei den anderen Lasern als vorteilhaft für die Gefäßkoagulation erwiesen hat: ca. 4000 W/cm^3 im Vergleich zu $3000\text{--}5000 \text{ W/cm}^3$ bei Argon- und Nd:YAG-Laser (Gorisch, persönl. Mitteilung).

Aus den vorgelegten Ergebnissen und dem Verständnis des Koagulationsprozesses läßt sich folgern, daß große Strahldurchmesser, wie sie z. B. beim Arbeiten ohne Fokussierungslinse zur Verfügung stehen, in der Regel bessere Ergebnisse bedingen als kleine.

Die für systematische Untersuchungen notwendigen hohen Ausgangsleistungen werden allerdings von den zur Zeit erhältlichen CO_2 -Lasern nur knapp erreicht (z. B. maximal $75 - 100 \text{ W/cm}^2$ beim Arbeiten ohne Linse). Unter Umständen wünschenswert wäre eine Homogenisierung der Intensität im Laserstrahl zur Vermeidung von eventuellen perforationsfördernden Energiespitzen (vgl. 17).

Eine Vorrichtung zur Steuerung von Strahldurchmesser und Leistung während der Bestrahlung durch den Operateur könnte die physikalischen Parameter, Leistungsdichte und Energie, weit flexibler an die effektiv notwendigen Bedürfnisse am Gefäß anpassen.

Besondere Bestrahlungstechniken, wie z. B. das Bestrahlen blutleer gemachter Gefäßabschnitte mit geringen Energien über eine längere Wegstrecke der Gefäßoberfläche könnten weitere Fortschritte in der Koagulation bringen.

Die Kombination des CO_2 -Lasers mit anderen Lasern (Nd:YAG, Argon-) wurde vorgeschlagen (Beck, Schönberger 1977) und würde nach unserer Überzeugung eine Verbesserung der Koagulationsergebnisse bringen.

Ob sich der Einsatz des CO₂-Lasers zu Koagulationszwecken oder eventuell eine Kombination mit anderen Lasern in der Klinik lohnt und durchsetzt, dürfte in erster Linie eine Frage der Technologie und der Wirtschaftlichkeit sein. Bei der Eroberung der mikrochirurgischen Dimensionen durch nahezu alle operativen Fachrichtungen wird der Chirurg den Laser als wertvolles Zusatzinstrument nicht mehr missen wollen.

(V) Zusammenfassung

Die Eignung des CO_2 -Lasers zur Gefäßkoagulation wurde an verschiedenen Strömungsgebieten von Kaninchen und Ratte untersucht. Insgesamt 475 Einzelbestrahlungen an Darmoberflächengefäßen, Mesenterial- und Lumbalgefäßen, großen Arterien und Venen sowie Hirnrindengefäßen wurden durchgeführt.

An den Gefäßen im Bauchraum der bestrahlten Tiere wurden die Kalibergrenzen getrennt nach Arterien und Venen erarbeitet, bis zu denen Koagulationsversuche sinnvoll erscheinen:

Beste Koagulationen wurden erzielt mit niedrigen Leistungsdichten um 25 W/cm^2

- bei Arterien bis zu etwa $0,8 \text{ mm } \varnothing$

- bei Venen bis zu etwa $1,2 - 1,3 \text{ mm } \varnothing$

Die Koagulationsfähigkeit gleicher Gefäßdurchmesser nahm mit höheren Leistungsdichten ab.

Arterien und Venen unter $0,3 \text{ mm } \varnothing$ waren zuverlässig zu koagulieren und blutungsfrei zu schneiden, auch bei höheren Leistungsdichten und sogar fokussiert. Die beobachteten Effekte an Mesenterialgefäßen wurden in ihrer Zeit- bzw. Energieabhängigkeit zusammengestellt.

Das unterschiedliche Verhalten der Hirnrindengefäße bezüglich (CO_2 -) Laserkoagulation wurde herausgestellt und diskutiert. Nur Gefäße unter $0,1 \text{ mm } \varnothing$ waren hier zuverlässig zu verschließen.

An den paarig vorhandenen Lumbalgefäßen der Ratte wurden Kurzzeitüberlebensversuche (bis zu 4 Wochen nach Laserbestrahlung) und Langzeitüberlebensversuche (bis zu 15 Monaten) ausgeführt und die Verträglichkeit und Zuverlässigkeit der Koagulation beurteilt:

- CO₂-Laser induzierter Gefäßverschluß ist nur als endgültig zu betrachten, wenn das Gefäß vollständig durchtrennt wird, andernfalls können Rekanalisationen entstehen.

Die genaue Bestimmung der externen Laserparameter, Leistung und Strahldurchmesser, als Grundlage quantitativer Untersuchungen und Berechnungen wurde angegeben.

Der Verschlußprozeß wurde beschrieben und diskutiert. Es müssen mehrere unterschiedliche Verschlußmechanismen angenommen werden: Verschluß durch Thrombus- bzw. Hitzekoagelbildung, durch Verklebung der Gefäßwände, durch Karbonisation und Spasmus.

Literaturverzeichnis

- (1) Ascher, P.W.
Der CO₂-Laser in der Neurochirurgie
Moldenverlag, Wien (1977)
- (2) Ascher, P.W.
The use of CO₂-Laser in neurosurgery
Proceedings of the 2nd International Symposium on LASER SURGERY
Dallas, Texas, 23.-26. Oktober 1977
in: Laser Surgery II
Jerusalem Academic Press, 1978
Ed. Kaplan, I.
- (3) Baez, S., Kochen, J.A.
Laser-induced microagglutination in isolated vascular model systems
Ann. N.Y. Acad. Sci. 122: 738-746 (1968)
- (4) Bebie, H., Fankhauser, F., Lotmar, W., Roulier, A.
Theoretical estimate of the temperature within irradiated retinal
vessels
Acta Ophthal. 50: 13-36 (1974)
- (5) Bebie, H., Fankhauser, F.
Studies of the generation of experimental thrombosis by illumina-
tion with intense light
Acta Ophthal. 52: 37-59 (1974)
- (6) Peck, O.J.
Vergleichende Untersuchungen hinsichtlich des Lasereinsatzes
in der Neurochirurgie
Vortrag im Rahmen des 221. Kolloquiums der Med.Fakultät der
Universität München, 26. 11. 1980
- (7) Beck, O.J., Bise, K., Frank, F.
Die Verwendung des Neodym-YAG- und CO₂-Lasers in der Neurochirurgie
Proceedings of the 3rd Int. Congress for Laser Surgery
in Laser Surgery III
Graz, Österreich 24.-26. September 1979
- (8a) Peck, O.J., Wilske, J., Schönberger, J.L., Gorisch, W.
Gewebsveränderungen nach Laseranwendung am Kaninchennirn mit CO₂-
und Neodym:YAG-Laser
Proceedings of the Symposium on Lasers in Medicine and Biology
Gesellschaft für Strahlen- und Umweltforschung
Neuberberg, 22.-25. Juni 1977
GSF-Bericht BPT 5
- (8b) Peck, O.J., Wilske, J., Schönberger, J.L., Gorisch, W.
Tissue changes following application of Lasers to the rabbit brain;
Neurosurg. Rev. 1: 31-36 (1979)
- (9) Beck, O.J., Schönberger, J.L., Gorisch, W.
Blood vessel coagulation by means of different irradiances of the
CO₂-Laser
Gordon Conference on Lasers in Medicine a. Biology
Meriden, New Hampshire

- (10) Ben-Bassat, M., Ben-Bassat, M., Kaplan, I.
An ultrastructural study of the cut edges of skin and mucous membrane specimens excised by carbon dioxide laser
in: Laser Surgery I
Jerusalem Academic Press 1976
Ed. Kaplan, I.
- (11) Bödecker, V., Rudolph, M., Grotelüschen, B.
Messung der Intensitätsverteilung von YAG-Laserstrahlung im Gewebe
Biomed. Technik B19, Nr. 4 (1974)
- (12) Boergen, K.-P.
Blood vessels coagulation with the argon laser
Fortschr. Med.: 95 (38): 2297-2302 (1977)
- (13) Boergen, K.-P., Birngruber, R., Gabel, V.-P., Hillenkamp, F.
Experimental studies on controlled closure of small vessels by laser irradiation
GSF-Bericht BPT 5: 15 (1977)
- (14) Boergen, K.-P., Birngruber, R., Gabel, V.-P., Hillenkamp, F.
Tierexperimentelle Untersuchungen über die Wirkung von Laserlicht auf isolierte Gefäße
GSF-Bericht Ko 125 (1977)
- (15) Boergen, K.-P., Birngruber, R., Hillenkamp, F.
Experimental studies on Argon Laser coagulation of small blood vessels
Mod. Probl. Ophthalm. Vol 20, pp 174-183 (1979)
- (16) Brown, T. E., True, C., Mc Laurin, R. L., Hornby, P., Rockwell, R. J.
Laser Radiation: Acute effect on cerebral cortex
Neurology 16: 730-737 (1966)
- (17) Breitwieser, P., Herbrich, H., Nöske, H. D., Zimmermann, H. D., Kraushaar, J., Temme, H.
CO₂-Laser als Operationsinstrument in der experimentellen Urologie
Biomed. Technik B.18, Nr. 1 (1973)
- (18) Buchholz, J., Haverkamp, K., Meyer, H.-J., Grotelüschen, B., Borchers, L.
Scattering effects in laser surgery
in: Laser Surgery II
Jerusalem Academic Press (1978)
Ed. Kaplan, I.
- (19) Christen, H. R.
Chemie
Verlag Diesterweg, Frankfurt/M. 1971
- (20) Determann, H., Lepusch, F.
Das Mikroskop und seine Anwendung
Druckschrift Nr. 512-690 der Leitz-Werke Wetzlar
- (21) Döring, H.
Laser
in: Bild der Wissenschaft 6:436-445 (1966)
- (22) Duncan, G.
Physics for biologists
Blackwell Scientific Publ., Oxford (1975)

- (23) Ewald, A.
Beiträge zur Kenntnis des Collagens: Über die Quellung und Verkürzung der leimgebenden Fibrillen des Bindegewebes in heißem Wasser
Hoppe-Seylers Zeitschrift für Physiolog. Chemie 104: 115-134 (1918)
- (24) Faith, G.C., Stein, M.N., Hayes, J.R., Stowell, R.E.
Cellular effects of laser radiation
Arch. Path., Vol. 86: 262-278 (1968)
- (25) Fankhauser, F.
Der heutige Stand der Laserchirurgie
Schweiz. med. Wschr. 116, Nr. 13 (1971)
- (26) Fidler, J.P., Hoefer, R.W., Polanyi, T.G., Bredemeier, H.C., Siler, V.E., Altemeier, W.A.
Laser surgery in exsanguinating liver injury
Surg. Forum 23: 350-352 (1972)
- (27) Fine, S., Klein, E.
Biological effects of laser radiation
Advances Biol. Med. Phys. 10: 149-226 (1965)
- (28) Friedman, E.W.
The CO₂-Laser in head and neck surgery
in: Laser Surgery II
Jerusalem Academic Press (1978)
Ed. Kaplan, I.
- (29) Ganong, W.F.
Review of medical physiology
Lange Medical Publ., Los Altos/Calif. (1971)
- (30) Goldenberg, S.
CO₂-Laser in the control of experimentally produced gastric bleeding compared with effects of electrocautery and Adrenalin solution
in: Laser Surgery II
Jerusalem Academic Press (1978)
Ed. Kaplan, I.
- (31) Goldman, L.
Pathology of the effect of the laser beam on the skin
Nature 197: 912. (1963)
- (32) Goldman, L.
Biomedical aspects of the laser
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1967)
- (33) Goldman, L., Rockwell, J.
Laser action at the cellular level
JAMA Vol. 198, No.6 (1966)
- (34) Goldman, L., Rockwell, J.
Lasers in medicine
Gordon & Breach Science Publ., N.Y. (1971)
- (35) Goldman, L., Nath, G., Schindler, G., Fidler, J., Rockwell, R.J. jr.
High-Power Neodymium-YAG laser surgery
Acta Dermatovener 53: 45-49 (1973)

- (36) Gonzalez,R., Edlich,R.F., Bredemeier,H.C., Polanyi,T.G., Goodale,R., Wangenstein,O.H.
Rapid control of massive hepatic hemorrhage by laser radiation
Surg. Gyn. Obstet 131: 198-200 (1970)
- (37) Goodale,R.L., Okada,A., Gonzalez,R., Borner,J.W., Edlich,R.F., Wangenstein,O.H.
Rapid endoscopic control of bleeding gastric erosion by laser radiation
Arch. Surg. 101: 211-214 (1970)
- (38) Gorisch,W.
Anwendungen des Lasers in der Medizin
Medizinal Markt acta medicotechnica 5, 127 (1975)
- (39) Gorisch,W., Boergen,K.-P., McCord,R.C., Weinberg,W.
Temperature measurement of laser irradiated mesenterial blood vessels of the rabbit
GSF-Bericht BPT 5: 8 (1977)
- (40) Gorisch,W., Boergen,K.-P.
Thermal shrinkage of collagen fibres during vessel occlusion
in: Laser Surgery III
International Congress of Laser Surgery
Graz, Österreich Sept. 24.-26. (1979)
- (41) Gorisch,W., Boergen,K.-P.
Heat-induced contraction of blood vessels
Laser in Surgery a. Medicine 2: 1-13 (1982)
- (42) Gorisch,W., Boergen,K.-P., McCord,R.C., Weinberg,W., Hillenkamp,F.
Temperature measurements of isolated mesenteric blood vessels
in: Laser Surgery II
Jerusalem Academic Press (1978)
Ed. Kaplan,I.
- (43) Grotelüschen,B., Rauner,P., Bödecker,V., Sepold,G.
Morphologische Befunde bei Schnittversuchen an der Rattenleber
mittels Neodym-Laser
Biomed. Technik B. 19, Nr. 2 (1974)
- (44) Gürs,K.
Laser
Umschau Verlag, Frankfurt/M. (1970)
- (45) Gullberg,K., Hartmann,B., Kock,E., Tengroth,B.
Carbon dioxide laser hazards to the eye
Nature 215: 857-858 (1972)
- (46) Hall,R.R.
Haemostatic incision of the liver: carbon-dioxide laser compared with surgical diathermy
Br.J. Surg. 58: 538-540 (1971)
- (47) Heard,H.G.
Laser parameter measurements handbook
J.Wiley & Sons, Inc. N.Y.- London-Sidney (1968)
- (48) Herbrich,H.
Laser statt Skalpell
Umschau 75/5 (1975)

- (49) Hillenkamp, F., Kaufmann, R.
Zusammenfassender Bericht über das Informationstreffen "Laser in der Medizin" 10./ 11. 4. 1972
GSF-Bericht A 39 (1972)
- (50) Hofstetter, A., Frank, F.
Der Neodym-YAG-Laser in der Urologie
Editiones Roche, Basel (1979)
- (51) Holzinger, G., Kroy, W., Schreiber, P., Sutter, E.
Schutz vor Laserstrahlen, Schriftenreihe Arbeitsschutz Nr. 14
Wirtschaftsverlag NW GmbH Dortmund (1978)
- (52) Jain, K.K., Gorisch, W.
Repair of small blood vessels with the Neodymium-YAG-Laser:
A preliminary report
Surgery, Vol 85, No. 6, pp 684-688 (1979)
- (53) Jako, G., Polanyi, T.G.
Carbon dioxide laser surgery in otolaryngology
in: Laser Surgery I
Jerusalem Academic Press (1976)
Ed. Kaplan, I.
- (54) Farbe, E., Beck, R., Englisch, W., Königsmann, G., Kramer, H., Petersen, W.-D.
Experimental surgery with neodymium, holmium, QO and CO_2 -Lasers
in: Laser Surgery I
Jerusalem Academic Press (1976)
Ed. Kaplan, I.
- (55) Karlson, P.
Kurzes Lehrbuch der Biochemie
Thieme-Verlag, Stuttgart (1967)
- (56) Kaplan, I. (Ed.)
Laser Surgery I : Proceedings of the 1st International Symposium
on Laser Surgery Israel 5./6. 11. 1975
Jerusalem Academic Press (1976)
- (57) Kaplan, I. (Ed.)
Laser Surgery II: Proceedings of the 2nd International Symposium
on Laser Surgery, Dallas, USA 23.-26. 10. 1977
Jerusalem Academic Press (1978)
- (58) Kaplan, I. (Ed.), Ascher, P.W. (Ed.)
Laser Surgery III, 1,2: Proceedings of the 3rd International Congress
for Laser Surgery, Graz, Österreich
24.-26. 9. 1979
OT - Paz, Tel-Aviv
- (59) Kaplan, I., Ger, R.
The carbon dioxide laser in clinical surgery
Isr. Med. Sci. Vol 9 No 1: 79-83 (1973)
- (60) Kiefhaber, P.
Endoskopische Blutstillung mit Laser-Strahlen
Fortschr. Med. 94: 656 (1976)
- (61) Kiefhaber, P., Nath, G., Moritz, K., Gorisch, W., Kreitmair, A.
Endoscopical control of massive gastrointestinal hemorrhage with
a high-power neodymium-YAG-Laser
GSF-Bericht BPT 5:2

- (62) Kochen, J.A., Baez, S.
Laser induced microvascular thrombosis, embolization and recanalization in the rat
Ann. N.Y. Acad. Sci. 122 : 728 (1965)
- (63) Kroy, W.
Der Einsatz von Laser in der Medizin
MBB, Informationsschrift der Fa. MBB, München
- (64) Leheta, F., Gorisch, W.
Koagulation und Resektion von Blutgefäßen mit dem Argonlaser
Fortschr. Med. 93/13: 653-657
- (65) Leheta, F., Gorisch, W.
Coagulation of blood vessels by means of argonion and Nd:YAG-Laser radiation
Laser Surgery I
Jerusalem Academic Press (1976)
- (66) Lehnninger, A.L.
Biochemistry
Worth Publishers Inc.
New York, USA, (1975)
- (67) Lenz, H., Eichler, J.
Wirkung des Argonlasers auf die Gefäße, Mikro-u. Makrozirkulation der Schleimhaut der Hamsterbackentasche
Laryng. Rhinol. 54: 612-619 (1975)
- (68) Lessing, H.-E.
Die Geburt des Lasers
Bild der Wissenschaft 3/1976 : 80-87
- (69) Lullies, H., Trincker, D.
Taschenbuch der Physiologie I
Fischer -Verlag, Stuttgart (1971)
- (70) Maiman, T.H.
Stimulation of optical radiation in ruby
Nature 187 : 433 (1960)
- (71) Marshall, J., Fankhauser, F.
The effect of light radiation on blood vessels and membranes
Transaction of the Ophthalm. Soc. of the United Kingdom
Vol XC II : 469-478 (1972)
- (72) McCord, R.C., Weinberg, W., Gorisch, W., Leheta, F., Schönberger, J.L.
Measurement of temperature increases and thermal damage induced by argon and neodymium:YAG laser irradiation of the cerebral cortex
Gordon Conference on Lasers in Medicine and Biology
Meriden, New Hampshire, 5.-9. Juli (1976)
- (73) McCord, R.C., Weinberg, W., Gorisch, W., Leheta, F., Schönberger, J.L.
Thermal effects in laser irradiated biological tissues
GSF-Bericht BPT 5 : 9 (1977)
- (74) McGuff, P.E. et al.
Studies of the Surgical Applications of Lasers
Surg. Forum 14 (1963)

- (75) McGuff, P.E., Deterling, R.A., Gottlieb, L.S., Fahimi, H.D., Bushnell, D.
Surgical applications of lasers
Ann. Surg. 160: 765-777 (1964)
- (76) McGuff, P.E.
Surgical applications of laser
Springfields, (1966)
- (77) Mullius, F., Jennings, B., McClusky, L.
Liver resections with the continuous wave carbon dioxide laser:
Some experimental observations
Amer. Surg. 34 : 717-722 (1968)
- (78) Mende/Simon
Physik - Gleichungen und Tabellen
Heyne-Verlag, München (1974)
- (79) Müssiggang, H., Rother, W.
Neodym-YAG-Laser als Operationsinstrument in der experimentellen
Chirurgie
Münch. Med. Wschr. 166, Nr. 13 (1974)
- (80) Nath, G., Gorisch, W., Kiefhaber, P.
First laser endoscopy via a fiberoptic transmission system
Endoscopy 5 : 208 (1973)
- (81) Pariente, R.
The Sharplan 791 laser in the treatment of skin tumors
Laser Surgery I
Jerusalem Academic Press (1976)
Ed. Kaplan, I.
- (82) Patel, C.K.N.
High power carbon dioxide lasers
Sci. Amer. 219 : 22-33 (1968)
- (83) Polanyi, T.G., Bredemeier, H.G., Davis, T.W. jr.
A CO₂-Laser for surgical research
Med. & Biol. Engn. 8:541-548
Pergamon Press (1970)
- (84) Schlösser, H.W., Frantzen, Ch.
Untersuchungen über die Anwendbarkeit eines CO₂-Lasergerätes
als mikrochirurg. Instrument bei Eingriffen am weibl. Genitale
(Exp. Pilot-Studie an Uterushörnern der Ratte)
GSF-Bericht BPT 5 : 42 (1977)
- (85) Schönberger, J.L., Gorisch, W., Beck, O.J., Bise, K.
Selective blood vessel coagulation with carbon dioxide laser at
various irradiances
3rd International Congress of Laser Surgery
Graz, Österreich 24.-26. 9. (1979)
- (86) Skinner, D.R., Whitcher, R.E.
Measurement of the radius of a high-power laser beam near the
focus of a lens
J. Phys. E. 5: 237 (1972)
- (87) Sliney, D.H.
Developments in laser safety
GSF-Bericht BPT 5 : 3 (1977)

- (88) Staehler, G., Hofstetter, A., Siepe, W.
Endoskopische Laserbestrahlung von Harnblasentumoren
GSF-Bericht BPT 5 : 7 (1977)
- (89) Stellar, S., Polanyi, T.G., Bredemeier, H.C.
Experimental studies with the carbon dioxide laser as a neurosurgical instrument
Med. Biol. Eng., Vol. 8 : 549-558 (1970)
- (90) Suzaki, Y., Tachibana, A.
Measurement of the μm sized radius of Gaussian laser beam using the scanning knife-edge
Appl. Opt., Vol. 14, No. 12 (1975)
- (91) Toya, S., Kawase, T., Jisaka, Y., Jwata, T., Aki, T., Nakamura, T.
Acute Effect of the carbon dioxide laser on the epicerebral microcirculation
J. Neurosurg. 53 : 193-197 (1980)
- (92) Trautwein, W., Gauer, O.H., Koepchen, H.P.
Physiologie des Menschen
Band 3 Herz und Kreislauf
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien (1972)
- (93) Verschüren, R.
The CO_2 -Laser in tumor surgery
Van Gorcum, Assen/Amsterdam (1976)
- (94) Wallow, I.H.L., Gabel, V.P., Birngruber, R., Hillenkamp, F.
Klinische und histologische Untersuchungen nach Argonlasereinwirkung auf der Netzhaut
Bericht über die 73. Zusammenkunft der Dt. Ophthalm. Gesellschaft in Heidelberg (1973)
- (95) Wiedeman, M.P.
Vascular reactions to laser in vivo
Microvascular Research 8 : 132-138 (1974)
- (96) Wissler, E.H., Gorisch, W.
A mathematical model for predicting thermal response in the neighbourhood of arteries and veins during laser irradiation
1980 Winter Annual Meeting of the Am. Soc. of Med. Engin., Chicago Nov. 1980
- (97) Wolbarsht, M.L.
Laser applications in medicine and biology
Plenum Press, N.Y. Vol. I (1970)
Vol. II (1974)
Vol. III (1977)
- (98) Zweifach, B.W.
The microcirculation in the intestinal mesentery
Microv. Res. 5: 363-367 (1973)

Lebenslauf

Am 4. April 1950 wurde ich in Hebertsfelden, Kreis Rottal/Inn als Sohn des Gastwirts Josef Schönberger und seiner Ehefrau Thekla geboren.

1954 siedelten wir nach München über, wo ich von 1956 - 1960 die Volksschule besuchte. 1960 trat ich ins Albert-Einstein-Gymnasium ein, wo ich 1970 mit dem Abitur abschloß. Bis 1972 diente ich in der Bundeswehr und wurde als Leutnant der Reserve entlassen. Im Wintersemester 1972/73 nahm ich das Medizinstudium an der Ludwig-Maximilians-Universität München auf und beendete das Studium 1979 mit dem Staatsexamen. 1980 trat ich meine erste Arbeitsstelle im Kreiskrankenhaus Bad Aibling an, wo ich bis 1982 als chirurgischer Assistent und Notarzt tätig war. Seitdem arbeite ich in der Neurochirurgischen Klinik des Klinikums Großhadern. 1982 wurde ich zum Mitglied der Internationalen Gesellschaft für Laser-Medizin und -Chirurgie ernannt.

Seit 1981 bin ich verheiratet; im gleichen Jahr wurde unser Sohn Ingo geboren, 1983 kam unser zweiter Sohn Ulrich zur Welt.

